



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104427943 B

(45)授权公告日 2016.11.09

(21)申请号 201380035638.2

(22)申请日 2013.06.24

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104427943 A

(43)申请公布日 2015.03.18

(30)优先权数据

2012-151189 2012.07.05 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2015.01.04

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/067253 2013.06.24

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/007100 JA 2014.01.09

(73)专利权人 株式会社日立制作所

地址 日本东京都

(72)发明人 桥场邦夫 栗原浩 石原千鹤枝

(74)专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司 11021

代理人 李逸雪

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

(56)对比文件

WO 2005/059591 A1, 2005.06.30,

WO 2005/059591 A1, 2005.06.30,

JP 平4-146736 A, 1992.05.20,

US 2009/0024031 A1, 2009.01.22,

JP 特开2010-51375 A, 2010.03.11,

CN 100482173 C, 2009.04.29,

JP 特开2002-224107 A, 2002.08.13,

审查员 张玲玲

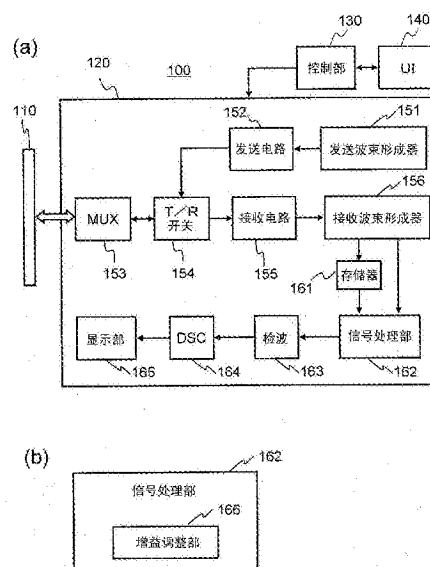
权利要求书2页 说明书23页 附图15页

(54)发明名称

超声诊断装置以及超声波图像取得方法

(57)摘要

提供一种在超声波诊断装置中实现谐波成像的技术,该技术不受由发送放大器、超声波探头等构成的超声波诊断装置的发送系统的电压依赖的失真、非线性特性的影响,发送电压的调整也容易,并且帧速率与现有的PI法实质上等同。在通过对发送声场进行合成,从而去除声波的基波分量,并将提取出的非线性分量的回波进行图像化的振幅调制法中,将用于得到1条扫描线的多次收发中的1次收发兼用作用于得到其他的扫描线的收发。根据通过兼用的收发而得到的回波信号,分别形成兼用的两条扫描线上的接收波束。



1. 一种超声波诊断装置, 其从具备多个信道的超声波探头向被检体发送超声波脉冲, 并根据所得到的回波信号获得超声波图像,

所述超声波诊断装置的特征在于, 具备:

发送波束形成器, 其按照每次发送来设定发送口径权重和发送延迟权重, 其中所述发送口径权重对所述多个信道中的发送所述超声波脉冲的多个信道即发送信道进行规定, 所述发送延迟权重对赋予给从该各发送信道发送的所述超声波脉冲的延迟时间分别进行规定;

接收波束形成器, 其按照每次发送, 根据通过所述多个信道接收的所述回波信号来生成接收波束; 和

信号处理部, 其对 n 个所述接收波束进行合成来生成1条扫描线上的合成接收波束, 并获得超声波图像, 其中, n 为3以上的整数,

生成所述1条扫描线的合成接收波束的 n 个所述接收波束根据通过 n 次不同的发送而得到的回波信号分别被生成,

所述 n 次不同的发送中的至少1次是兼作针对与所述扫描线不同的扫描线的发送的兼用发送,

所述发送波束形成器对所述发送口径权重以及所述发送延迟权重进行设定, 使得所述 n 次不同的发送中的1次被合成发送的所述发送口径权重以及所述发送延迟权重, 等于对其他的 $(n-1)$ 次的合成发送的所述发送口径权重以及所述发送延迟权重进行合成而得到的结果。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置, 其特征在于,

所述接收波束形成器根据通过所述兼用发送而接收的所述回波信号, 在作为所述兼用发送的对象的两条扫描线上, 分别形成所述接收波束。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置, 其特征在于,

所述接收波束形成器按照每条扫描线来设定接收口径权重和接收延迟权重, 并按照每条扫描线的所述接收口径权重以及接收延迟权重来形成所述接收波束, 其中所述接收口径权重对加法运算信道进行规定, 所述接收延迟权重对赋予给通过所述加法运算信道而得到的回波信号的延迟时间进行规定。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置, 其特征在于,

所述发送口径权重被设定为在所述 $(n-1)$ 次的合成发送时, 分别以排他的方式选择所述发送信道。

5. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置, 其特征在于,

所述 n 为3。

6. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置, 其特征在于,

所述发送口径权重被设定为在1次所述合成发送时, 将奇数信道选择为所述发送信道。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置, 其特征在于,

相邻的多个所述信道构成信道块,

所述发送口径权重以及发送延迟权重以所述信道块为单位进行设定。

8. 根据权利要求7所述的超声波诊断装置, 其特征在于,

所述接收波束形成器根据通过所述兼用发送而接收的所述回波信号, 在分别夹着该兼

用发送所形成的两条扫描线的多条扫描线上,分别形成所述接收波束。

9.根据权利要求8所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述接收波束形成器按照每条扫描线,设定对加法运算信道进行规定的接收口径权重,并且按照每个所述接收口径权重,设定多个不同的接收延迟权重,针对所述1条扫描线,在夹着该扫描线的多个扫描线上分别形成所述接收波束。

10.根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述超声波诊断装置具备开关,所述开关按照每次收发来决定与所述发送波束形成器以及所述接收波束形成器连接的信道即收发口径,

所述开关将在针对所述合成发送由所述兼用发送兼用的2条扫描线的各自的所述被合成发送时使用的全部发送信道,决定为所述收发口径。

11.根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述信号处理部具备增益调整部,所述增益调整部进行所述接收波束的增益调整。

12.一种超声波诊断装置中的超声波图像取得方法,所述超声波诊断装置具备超声波探头,所述超声波探头具备多个信道,

所述超声波图像取得方法具备:

发送步骤,按照预先设定的发送口径权重和发送延迟权重,从所述超声波探头发送发送波束,其中所述发送口径权重对所述多个信道中的发送超声波脉冲的多个信道即发送信道进行规定,所述发送延迟权重对赋予给从该各发送信道发送的所述超声波脉冲的延迟时间分别进行规定;

接收步骤,对应于所述发送,根据通过所述多个信道接收的回波信号来生成接收波束;
和

信号处理步骤,对n个所述接收波束进行合成来生成1条扫描线上的合成接收波束,获得超声波图像,其中n为3以上的整数,

在所述信号处理步骤中,生成所述1条扫描线的合成接收波束的n个所述接收波束根据通过n次不同的发送而得到的回波信号分别被生成,

所述n次不同的发送中的至少1次是兼作针对与所述扫描线不同的扫描线的发送的兼用发送,

所述发送口径权重以及发送延迟权重被设定为:所述n次不同的发送中的1次发送的所述发送口径权重以及发送延迟权重,等于对其他的(n-1)次的发送的所述发送口径权重以及所述发送延迟权重进行合成而得到的结果。

超声波诊断装置以及超声波图像取得方法

技术领域

[0001] 本发明涉及进行非线性成像的超声波成像技术,尤其是涉及利用了生物体的声音非线性特性的组织谐波成像、利用了造影剂的非线性振动特性的对比谐波成像。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置是如下装置:从超声波探头向生物体内发送超声波脉冲,并通过超声波探头接收在生物体内进行了散射或者反射的超声波回波,对所接收到的超声波回波(接收回波)进行各种信号处理,由此得到生物体组织断层像、血流图像等,其被广泛用于医疗诊断。

[0003] 对生物体照射的超声波伴随着传播而波形发生失真。这是由于声压高的部分行进快而声压低的部分行进慢这样的声波波形的声音非线性性,因而随着声波的传播,这种波形失真逐渐积累。波形失真的发生意味着,以所发送的声波为基波分量的高次谐波分量、低频耦合分量、即非线性分量的发生。该非线性分量与声压的振幅的大致二次方成比例地发生于宽频带,因而通过将非线性分量图像化,能够得到对比分辨率、空间分辨率优异的图像。一般将这样的成像方法称为THI(Tissue Harmonic Imaging:组织谐波成像)。

[0004] 此外,超声波诊断装置的摄像法之一存在使用了超声波造影剂的超声波造影法。超声波造影法是如下方法:将使微米量级的尺寸的微小气泡(微泡)稳定化的制剂作为超声波造影剂而预先静脉注射到生物体内,进行超声波摄像,其被广泛用于恶性肿瘤、梗塞那样的反映于血管系统的疾患的诊断。对于在超声波诊断中主要使用的数MHz的超声波,这种微泡系的超声波造影剂示出非常强的非线性响应。因此,在超声波造影法的超声波回波的非线性分量中,包含很多来自超声波造影剂的超声波回波。一般将通过提取这种非线性分量的超声波回波来进行图像化,从而描绘出血管构造等的成像方法称为CHI(Contrast Harmonic Imaging:对比谐波成像)。

[0005] 如上所述,在THI或CHI(无需对两者进行区分的情况下合称为谐波成像)中,使用基于生物体中的声波传播的声音非线性特性、造影剂振动的非线性特性而产生的非线性分量来进行图像化。在超声波回波中,由于原来便包含在发送声波中的基波分量和上述的非线性分量混合存在,因此需要从接收回波中对非线性分量进行提取。在从超声波回波中提取非线性分量的方法中,存在使用滤波器来分离非线性分量的方法(例如,参照专利文献1)、PI(Pulse inversion,脉冲反向)法(例如,参照专利文献2)、以及振幅调制法(例如,参照专利文献3)。

[0006] PI法是如下方法:针对生物体的同一部位,发送声压波形的正负彼此反相的2个超声波脉冲,将它们的反射回波相加。由于基波分量以线性的方式动作,因而若发送彼此反相的发送波脉冲,则反射回波的基波分量也彼此反相,通过进行相加而被抵消。另一方面,非线性分量根据声压的正负而有不同的失真方式,因而即使发送反相的发送脉冲也成为不了反相的波形,即使彼此相加也不会被抵消。因此,若将反相发送脉冲的反射回波相加,则仅非线性分量残留。

[0007] 振幅调制法如专利文献3所记载的那样,与PI法同样地进行2次超声波的发送,但第二发送脉冲并非使声压波形反相,而是使声压级(振幅)低于第一发送脉冲。例如将第二发送脉冲的声压振幅设为第一发送脉冲的1/2来发送,通过从第一发送脉冲的反射回波中减去第二发送脉冲的反射回波的2倍,从而将反射回波中的基波分量去除。若将振幅调制法应用于THI,则基波分量被抵消,仅非线性分量残留。此外,若将振幅调制法应用于CHI,则不仅能够提取源自造影剂的高次谐波分量,还能够提取源自造影剂的声压振幅依赖的非线性分量,因此能够得到高CTR(Contrast-to-Tissue Ratio)的超声波造影图像。

[0008] 而且,也设计有将振幅调制法与PI法进行了结合的谐波成像。

[0009] 另一方面,在使用了PI法或振幅调制法的成像方法中,为了使声压波形反相而需要使发送电压波形的相位旋转180度,或者维持声压波形不变而使声压振幅变化。因此,在由发送放大器、超声波探头等构成的超声波诊断装置的发送系统中,若存在依赖于电压的振幅以及相位的失真、非线性特性,则不能充分地去掉基波分量。

[0010] 作为解决此问题的方法,存在如下方法:通过对发送开口进行合成,从而作为发送声场来进行振幅调制法(例如,参照专利文献4)。超声波探头具有由多个超声波振子所形成的信道。按照用于发送第一发送脉冲P1的多个信道和用于发送第二发送脉冲P2的多个信道的全部或一部分成为彼此不同的信道的方式对各信道进行分配。而且,用于发送第三发送脉冲P3的信道使用用于发送第一发送脉冲P1与第二发送脉冲P2的双方的信道。若这样构成,则第三发送脉冲P3的发送声场成为将第一发送脉冲P1的发送声场与第二发送脉冲P2的发送声场以线性的方式进行合成的发送声场。因此,通过实施 $P3-(P1+P2)$ 这样的运算,从而线性的基波分量被去除,非线性分量被提取。

[0011] 现有技术文献

[0012] 专利文献

[0013] 专利文献1:美国专利第5678553号说明书

[0014] 专利文献2:美国专利第6095980号说明书

[0015] 专利文献3:美国专利第5577505号说明书

[0016] 专利文献4:JP特开2009-22462号公报

发明内容

[0017] 发明要解决的课题

[0018] 如上所述,在通常的振幅调制法中,向同一扫描线的收发进行2次即可。但是,在由发送放大器、超声波探头等构成的超声波诊断装置的发送系统中存在电压依赖的失真、非线性特性的情况下,难以实现高精度的基波分量的去除。虽然也能够预先求得发送系统的电压依赖的传递函数,对发送电压波形进行整形使得去除失真,但调整非常繁杂,在存在超声波探头的信道偏差的情况下效果降低。

[0019] 另一方面,在如专利文献4所公开的技术那样,以排他的方式来选择发送第一发送脉冲P1的信道与发送第二发送脉冲P2的信道,并按照第三发送脉冲P3成为合成了第一发送脉冲P1与第二发送脉冲P2的发送脉冲的方式,通过发送声场进行合成的振幅调制法中,发送系统的失真、非线性性的问题得到解决。此外,在1个信道中不需要每次发送的发送电压的调整,摄像中的发送电压的调整也变得容易。但是,在这种情况下,必须对同一扫描线进

行至少3次的收发。因此,帧速率下降,在运动图像中,有可能产生迟缓。而且,在身体运动等的影响显著时,即使进行 $P3-(P1+P2)$ 的运算,基波分量也会残留。

[0020] 本发明鉴于上述情况而作,目的在于提供一种在超声波诊断装置中实现谐波成像的技术,该技术不受由发送放大器、超声波探头等构成的超声波诊断装置的发送系统的电压依赖的失真、非线性特性的影响,发送电压的调整也容易,并且帧速率与现有的PI法实质上等同。

[0021] 解决课题的手段

[0022] 本发明在通过对发送声场进行合成,从而去除声波的基波分量,对所提取到的非线性分量的回波进行图像化的振幅调制法中,将用于获得1条扫描线的多次的收发中的至少1次收发兼用作用于获得其他的扫描线的收发。根据通过兼用的收发而得到的回波信号,分别形成兼用的两条扫描线上的接收波束。

[0023] 具体来说,提供一种超声波诊断装置,其从具备多个信道的超声波探头向被检体发送超声波脉冲,并根据所得到的回波信号获得超声波图像,所述超声波诊断装置的特征在于,具备:发送波束形成器,其按照每次发送设定发送口径权重和发送延迟权重,其中所述发送口径权重对所述多个信道中的发送所述超声波脉冲的多个信道即发送信道进行规定,所述发送延迟权重对赋予给从该各发送信道发送的所述超声波脉冲的延迟时间分别进行规定;接收波束形成器,其按照每次发送,根据通过所述多个信道接收的所述回波信号来生成接收波束;和信号处理部,其对 n (n 为3以上的整数)个所述接收波束进行合成来生成1条扫描线上的合成接收波束,并获得超声波图像,在所述超声波诊断装置中,生成所述1条扫描线的合成接收波束的 n 个所述接收波束根据通过 n 次不同的发送而得到的回波信号分别生成,所述 n 次不同的发送中的至少1次是兼作针对与所述扫描线不同的扫描线的发送的兼用发送。

[0024] 发明效果

[0025] 根据本发明,在超声波诊断装置中实现谐波成像时,能够不受由发送放大器、超声波探头等构成的超声波诊断装置的发送系统的电压依赖的失真、非线性特性的影响,发送电压的调整也容易,并且使帧速率与现有的PI法实质上同等。

附图说明

[0026] 图1(a)是第一实施方式的超声波诊断装置的装置构成框图。图1(b)是第二实施方式的变形例的超声波诊断装置的信号处理部的功能框图。

[0027] 图2(a)是用于说明第一实施方式的信道的构成的说明图。图2(b)是用于说明第一实施方式的收发口径的说明图。

[0028] 图3(a)以及(b)是用于说明现有的基于发送开口的振幅调制法的、各发送时的发送口径权重以及发送延迟权重的说明图。

[0029] 图4(a)是用于说明现有的基于发送开口的振幅调制法的说明图。图4(b)是用于说明现有的基于发送开口的振幅调制法的发送口径权重以及发送延迟权重的说明图。

[0030] 图5是用于说明现有的基于发送开口的振幅调制法的收发次数的说明图。

[0031] 图6是用于说明第一实施方式的收发次数的说明图。

[0032] 图7(a)以及(b)是用于说明第一实施方式的、各发送时的发送口径权重以及发送

延迟权重的说明图。

[0033] 图8是用于说明第一实施方式的、各接收时的接收口径权重以及各收发时的收发口径的说明图。

[0034] 图9是现有的基于发送开口的振幅调制法下的基波以及谐波分量的波束分布图。

[0035] 图10是基于第一实施方式的振幅调制法的基波以及谐波分量的发送声场的波束分布图。

[0036] 图11是用于说明第二实施方式的、各发送时的发送口径权重以及发送延迟权重的说明图。

[0037] 图12是用于说明第二实施方式的、各接收时的接收口径权重以及各收发时的收发口径的说明图。

[0038] 图13是用于说明第二实施方式的变形例的、各接收时的接收口径权重、各收发时的收发口径以及所形成的接收波束的说明图。

[0039] 图14是基于第二实施方式的振幅调制法的基波以及谐波分量的发送声场的波束分布图。

[0040] 图15是用于说明第三实施方式的各收发时的接收口径权重的说明图。

具体实施方式

[0041] 《第一实施方式》

[0042] 以下,使用附图对应用本发明的第一实施方式进行说明。另外,在用于说明各实施方式的所有图中,具有同一功能的则标注同一名称以及同一符号,并省略其重复说明。

[0043] 首先,使用图1(a)对本实施方式的超声波诊断装置100进行说明。本实施方式的超声波诊断装置100具备超声波探头110、控制部130、被控制部120和用户接口(UI)140。

[0044] 超声波探头110具备多个具有从电信号向声波变换、从声波向电信号变换的功能的电声变换元件(振子)。这些电声变换元件在超声波探头110内按规定方式一维或二维地排列,构成超声波收发面。超声波探头110被设成适于使超声波收发面与摄像对象(被检体)相接触来使用的外形。

[0045] 如图2(a)所示,所排列的多个电声元件被虚拟地或者物理地分割成预先规定的多个信道200。各信道由1个以上的电声变换元件构成。在图2(a)中,例示将M个(M为1以上的整数)信道200一维排列的情况。对于各个信道200,从任意一端起按顺序赋予信道编号m(m为1以上且M以下的整数)。在需要区别各个信道的情况下,将其称为信道200(m)。

[0046] 控制部130对被控制部120内的各部的动作进行控制。此外,在控制部130,连接受理来自用户的指示的UI140。控制部130按照经由UI140根据需要而从用户受理的指示,对被控制部120内的各部的动作进行控制,例如,实现THI、CHI等摄像方法。

[0047] 控制部130具备CPU、存储器和存储装置。通过由CPU将经由UI140的来自用户的指示、以及预先保持在存储装置中的程序加载到存储器中并执行,从而实现上述控制。

[0048] 被控制部120具备:发送波束形成器151,其生成决定发送波束的发送信号;发送电路152,其起到将来自发送波束形成器151的发送信号进行放大的发送放大器的作用;交叉点开关(MUX)153,其控制向从M个信道200中作为收发口径而使用的多个信道200的连接;T/R开关154,其与超声波探头110连接并进行对发送信号与接收信号进行分离的收发分离;接

收电路155,其具备对接收信号进行放大以及滤波器处理的模拟前端部(AFE)的功能、以及进行模拟数字变换的A/D变换器的功能;接收波束形成器156,其对A/D变换后的接收回波信号进行所希望的滤波器处理、延迟加法运算处理,得到接收波束;存储器161,其对在接收波束形成器156中得到的接收波束进行保存;信号处理部162,其使用保存在存储器161中的接收波束、从接收波束形成器156直接输出的接收波束,进行线性运算,得到合成接收波束;检波部163,其对合成接收波束进行检波;数字扫描转换器(DSC)164,其将检波后的合成接收波束变换成画面显示用的数据;和显示部165,其显示变换后的数据。

[0049] 每次收发时MUX153设定与被控制部120的T/R开关154连接的信道200。将由MUX153设定的所连接的信道200的范围称为收发口径310。

[0050] 本实施方式的MUX153按照控制部130的指示,如图2(b)所示,对应于收发而变更所连接的信道200,并变更收发口径310。收发口径310的变更模式被预先准备,并被存储在超声波诊断装置100所具备的存储部等中。

[0051] 发送波束形成器151经由发送电路152、T/R开关154以及MUX153与超声波探头110连接。本实施方式的发送波束形成器151决定对超声波探头110的各信道200给予的电压,并作为发送信号而发送给超声波探头110。即,在本实施方式中,通过发送波束形成器151所进行的施加电压控制,来决定从超声波探头110的各信道200发送的超声波脉冲。

[0052] 在本实施方式中,在振幅调制法中,通过对发送开口进行合成来去除基波分量。因此,本实施方式的发送波束形成器151决定对每次发送的发送开口即发送超声波脉冲的多个信道(以后称为发送信道)进行规定的信息、以及决定发送波焦点的深度(聚焦距离)的对赋予给各发送信道的延迟时间进行规定的信息,由此生成向各个信道200送出的发送信号。

[0053] 在本实施方式中,对发送信道进行规定的信息作为发送口径权重来设定。发送口径权重对从收发口径310的各信道200发送的超声波脉冲的声压进行规定。通过将各信道200发送的超声波脉冲的声压设为0,从而从该信道不发送超声波脉冲。利用此方式,本实施方式的发送波束形成器151通过设定发送口径权重,来同时对发送信道的选择、以及从所选择的发送信道发送的超声波脉冲的声压进行规定。

[0054] 对赋予给各发送信道的延迟时间进行规定的信息作为发送延迟权重来设定。另外,发送波束形成器151对向各发送信道施加电压的定时进行控制,由此控制赋予给各发送信道的延迟时间。一般按照发送波焦点来到规定范围的中心的方式,决定发送延迟权重。将这称为针对该中心位置形成发送延迟权重。

[0055] 像这样,本实施方式的发送波束形成器151每次发送时对发送口径权重以及发送延迟权重进行设定。然后,按照所设定的发送口径权重以及发送延迟权重,生成针对由MUX153选择的每个信道200的发送信号,并输出到发送电路152。

[0056] 另外,发送口径权重以及发送延迟权重按照经由UI140的来自用户的指示或者控制部130的指示来设定。控制部130将每次发送的发送口径权重以及发送延迟权重的设定预先在存储装置中保持几种,并根据用户的选择向发送波束形成器151发出指示。

[0057] 由此,在控制部130的控制下,按照每个信道200,具有与发送波焦点相匹配的延迟时间的发送信号从发送波束形成器151输出,经由发送电路152、T/R开关154、MUX153向构成超声波探头110的各信道200的电声元件发送。

[0058] 超声波探头110的各电声变换元件将发送信号变换为超声波脉冲。通过从各电声

变换元件发出超声波脉冲,从而在用户设定的焦点位置形成将焦点连结的声场(发送波束)。

[0059] 所发送的超声波脉冲在摄像对象内进行反射,反射了的回波在超声波探头110进行补充,并按照每个信道200变换成模拟电信号。模拟电信号经过MUX153、T/R开关154、接收电路155,作为回波信号而被输入到接收波束形成器156。

[0060] 在接收波束形成器156中,按照控制部130的控制,对每个信道200的回波信号给予延迟来进行加法运算,形成规定的扫描线(光栅)上的接收波束。所形成的光栅位置通过进行加法运算的回波信号的选择来决定。将接收到进行加法运算的回波信号的信道200称为加法运算信道。另外,在加法运算时,通过对各回波信号给予规定的延迟,来得到所希望的深度的接收波束。

[0061] 接收波束形成器156通过接收口径权重来规定加法运算信道。此外,对各加法运算信道所得到的回波信号给予的延迟通过接收延迟权重来规定。本实施方式的接收波束形成器156每次接收时设定接收口径权重以及接收延迟权重,并按照设定,根据通过由收发口径310规定的信道200而接收到的回波信号组来生成接收波束。

[0062] 另外,本实施方式的接收波束形成器156根据通过1次发送而在各信道200中所得到的回波信号组,形成多个光栅上的接收波束。为了实现这点,本实施方式的接收波束形成器156能够设定多个接收口径权重以及多个接收延迟权重。将根据1次发送所得到的回波信号组而生成的不同的多个接收波束称为接收平行波束。

[0063] 为了接收平行波束的生成,本实施方式的接收波束形成器156也可以具备多个延迟加法运算功能。延迟加法运算功能是按照对由加法运算信道取得的回波信号组预先规定的接收延迟权重给予延迟来进行加法运算的功能。此外,也可以构成为能够以时间分割的方式生成多个波束。

[0064] 这样,本实施方式的接收波束形成器156每次接收时对接收口径权重以及接收延迟权重进行设定,并按照所设定的接收口径权重以及接收延迟权重,在规定的扫描线上形成接收波束。

[0065] 接收口径权重以及接收延迟权重按照经由UI140的来自用户的指示或者控制部130的指示来设定。控制部130将每次接收的接收口径权重以及接收延迟权重的设定预先保持几种在存储装置中,并根据用户的选择向接收波束形成器156发出指示。

[0066] 由此,在控制部130的控制下,将在规定的扫描线上形成的接收波束从接收波束形成器156输出,保存到存储器161中。或者,直接输出到信号处理部162。

[0067] 信号处理部162若按照控制部130的控制,得到能够形成1条扫描线(光栅)的数量的接收波束,则进行线性运算处理,生成合成信号(合成接收波束)。该处理的详细内容在后面叙述。将所得到的合成接收波束在检波部163进行检波,在DSC164变换为画面显示用的数据,在显示部165显示为超声波诊断图像。

[0068] 另外,信号处理部162除了进行线性运算处理以外,还针对接收波束进行放大处理、规定的滤波器处理。放大处理根据用户经由UI140而设定的TGC(Time gain compensation,时间增益补偿)、放大率等来进行。

[0069] 此外,发送波束形成器151、接收波束形成器156以及信号处理部162也可以构成为分别具备CPU、存储器,通过CPU将预先保持的程序加载到存储器中,来执行上述各处理。此

外,也可以在各部共享这些资源。此外,也可以分别通过专用的硬件来构筑。

[0070] 此外,也可以不具备MUX153。例如,也可以在T/R开关154连接所有的信道200,通过上述的发送口径权重、接收口径权重,来选择用于各收发的信道。即,也可以通过发送波束形成器151所进行的向各信道200的施加电压的控制,来设定所连接的信道200。例如,在超声波诊断装置100的被控制部120侧所具有的信道数为超声波探头110所构成的信道数以上的情况下有效。

[0071] 此外,超声波诊断装置100的除了超声波探头110以外的其他的构成可以作为主体装置而搭载于与超声波探头110不同的框体,也可以将一部分配置在超声波探头110的内部。

[0072] 接着,对使用了上述的超声波诊断装置100的、基于利用了发送开口的合成的振幅调制法的谐波成像的摄像法进行说明。在进行本实施方式的摄像法的说明之前,先使用图3、图4、图5对现有的基于利用了发送开口的合成的振幅调制法的谐波成像方法进行说明。

[0073] 在通过对发送开口进行合成来去除基波分量的振幅调制法中,对于应合成的超声波脉冲的波形,并非进行电子控制,而是形成为发送声场。在此,举例说明如下情况:针对通过发送信道分别被排他地设定的第一发送和第二发送、以及将由第一发送和第二发送所使用的两信道设为发送信道的第三发送这3次发送而得到的回波信号,在信号处理部162中进行被称为谐波信号处理的运算,得到针对1条扫描线的合成接收波束。

[0074] 超声波探头110设为具备信道200(1)~200(M)的M个信道。此外,将第三发送所使用的信道200的范围设为收发口径310,将其信道数设为m。另外,m设为2以上且M以下的偶数。

[0075] 在此,在从第三发送所使用的信道200的左端起逐一赋予了识别编号的情况下,将被赋予奇数的识别编号的信道200称为奇数信道,将被赋予偶数的识别编号的信道200称为偶数信道。

[0076] 图3(a)以及图3(b)中示出这种情况下的各发送时的发送口径权重、发送延迟权重、收发口径。在此,作为一例,举例说明将信道200(1)~200(m)设为收发口径311的光栅A、以及与光栅A相邻的将信道200(2)~200(m+1)设为收发口径312的光栅B。即,相邻的光栅之间(例如,光栅A与光栅B之间)的间隔设为信道200的1个单位。另外,在本图中,被全面涂黑的信道200是发送信道。以下,设为同样。

[0077] 如图3(a)上段所示,针对将信道200(1)~200(m)设为收发口径311的光栅A的第一发送时的发送口径权重321-1设定为仅对奇数信道(奇数ch)给予声压。如图3(a)所示,所设定的发送口径权重321-1例如形成为越是接近光栅A的信道200,则以越大的声压来发送超声波。此外,如图3(a)中段所示,第二发送时的发送口径权重321-2设定为仅对偶数信道(偶数ch)给予声压。此外,如图3(a)下段所示,第三发送时的发送口径权重321-3设定为对全部信道(全部ch)给予声压。

[0078] 另一方面,在任意的发送时,均针对光栅A形成发送延迟权重331。所设定的发送延迟权重331例如设定为越是与通过收发口径311的中心的的光栅A接近的信道200,则为越大的延迟时间。

[0079] 针对与光栅A相邻的光栅B的发送也同样。如图3(b)上段所示,针对将信道200(2)~200(m+1)设为收发口径312的光栅B的第一发送时的发送口径权重322-1设定为仅对奇数

信道给予声压。此外,如图3(b)中段所示,第二发送时的发送口径权重322-2设定为仅对偶数信道给予声压。此外,如图3(b)下段所示,第三发送时的发送口径权重322-3设定为对全部信道给予声压。另一方面,在任意的发送时,全都针对光栅B形成发送延迟权重332。

[0080] 这样,在将信道 $200(k) \sim 200(m+k-1)$ (k 是1以上且 $(M-m)$ 以下的整数)设定为收发口径311的情况下,对于第一次的发送(第一发送),控制为仅信道 $200(k) \sim 200(m+k-1)$ 的奇数信道(奇数ch)被激发。即,控制为仅从奇数信道发送超声波脉冲。

[0081] 这样的控制在发送波束形成器151中通过设定发送口径权重来实现。此外,此时,针对位于信道 $200(k) \sim 200(m+k-1)$ 的中心的光栅K设定发送延迟权重。例如,将通过第一发送而发送的超声波脉冲称为第一发送脉冲。

[0082] 如图4(a)所示,来自发送给被检体的第一发送脉冲的反射波(回波信号)以收发口径311为接收开口而被接收。然后,在接收波束形成器156中,成为第一接收波束KR1,并保存在存储器161中。另外,在接收波束形成器156中,通过对回波信号组赋予接收延迟权重341来进行加法运算从而形成第一接收波束KR1。如图4(b)所示,针对位于收发口径311的中心的光栅K设定接收延迟权重341。

[0083] 对于第二次的发送(第二发送),控制为仅信道 $200(k) \sim 200(m+k-1)$ 的偶数信道(偶数ch)被激发。即,控制为仅从偶数信道发送超声波脉冲。基于该第二发送的反射波(回波信号)以收发口径311为接收开口而被接收。然后,在接收波束形成器156中,成为第二接收波束KR2,并保存在存储器161中。另外,在接收波束形成器156中,通过对回波信号组赋予接收延迟权重341来进行加法运算而形成第二接收波束KR2。

[0084] 对于第三次的发送(第三发送),控制为信道 $200(k) \sim 200(m+k-1)$ 的全部信道被激发。即,控制为从全部信道发送超声波脉冲。基于第三发送的反射波(回波信号)以收发口径311为接收开口而被接收。然后,在接收波束形成器156中,成为第三接收波束KR3,并保存在存储器161中。另外,在接收波束形成器156中,通过对回波信号组赋予接收延迟权重341来进行加法运算而形成第三接收波束KR3。

[0085] 然后,在信号处理部162中,通过从第三接收波束KR3中减去将第一接收波束KR1与第二接收波束KR2相加而得到的结果,从而基波分量被去除,仅非线性分量被提取,得到光栅K的位置的合成接收波束K。

[0086] 这样,在现有的基于发送声场的振幅调制法中,在第一发送~第三发送中,关于发送口径权重,第三发送的发送口径权重成为第一发送以及第二发送的发送口径权重的合成,并且发送延迟权重设定为全都相等。通过这样进行设定,从而若将第一发送中的线性的发送声场与第二发送中的线性的发送声场进行合成,则与第三发送中的线性声场相等。

[0087] 另一方面,在被检体内传播的第一~第三发送脉冲随着传播,由于被检体的声音非线性而产生波形失真。即,产生高次谐波、低频耦合音的同时,在被检体内进行传播。因此,在存储器161中保存的第一~第三接收波束中,包含高次谐波、低频耦合音的分量的反射回波分量。

[0088] 这样的高次谐波、低频耦合音成为与所发送的基波脉冲的声压P的大致二次方成比例的大小。因此,高次谐波、低频耦合音的旁瓣电平比基波脉冲的旁瓣电平小。此外,高次谐波、低频耦合音在宽频带产生。因此,仅使用高次谐波、低频耦合音的分量来进行成像的图像成为与通过基波脉冲分量来进行成像的图像相比对比分辨率、空间分辨率更优异的图

像。

[0089] 如上所述,第一发送时以及第二发送时的发送面积成为第三发送时的一半。因此,在第一~第三发送中被激发的各信道200中,若每次发送都施加相同的电压波形,则第一发送时以及第二发送时的基波脉冲的声压成为第三发送时的基波脉冲的声压的一半。即,若将第三发送时的基波脉冲的声压设为 P ,则第一以及第二发送时的基波脉冲的声压成为 $P/2$ 。

[0090] 此外,高次谐波、低频耦合音与基波脉冲的声压的大致二次方成比例地产生。即,第一发送时以及第二发送时在发送声场侧的声压为 $(P/2)+(P/2)^2$ 。在此,第一项是线性分量,第二项是非线性分量。另一方面,第三发送时在发送声场侧的声压若设为同样的标记则表示为 $P+P^2$ 。由于反射了的回波的声压振幅非常小,因此若假设反射后也维持声压关系,则在与第一~第三发送相对应的各回波信号之间、以及根据各回波信号而生成的接收波束之间也维持这些关系。即,若将第三接收波束的声压的大小设为 $R+R^2$,则第一接收波束以及第二接收波束的声压的大小成为 $(R/2)+(R/2)^2$ 。

[0091] 因此,从第三接收波束KR3中减去将第一接收波束KR1与第二接收波束KR2相加而得到的结果,所得到的合成接收波束K成为提取了由 $R^2/2$ 的非线性分量构成的信号的接收波束。

[0092] 但是,在作为现有的谐波成像方法而被广泛使用的脉冲/反向(PI)法中,用彼此反相的超声波脉冲来进行2次的收发。因此,在发送电路152中包含的发送放大器等存在电压依赖的失真特性的情况下会残留有基波脉冲分量。

[0093] 另一方面,在上述的基于利用了发送开口的合成的振幅调制法的谐波成像方法中,在第一~第三发送中被激发的信道200,全都被施加相同的电压波形。因此,即使在发送放大器等存在电压依赖的失真特性的情况下,也能够仅提取谐波分量。但是,在上述的基于利用了发送开口的合成的振幅调制法的谐波成像方法中,为了得到1条扫描线(光栅)的接收波束,需要进行3次以上的收发。

[0094] 图5中用具体例表示现有方法的情况的收发次数。在此,举例说明使收发口径310依次移动,生成按顺序相邻的光栅A、光栅B、光栅C、光栅D、光栅E的合成接收波束的情况。

[0095] 如本图所示,为了得到光栅A的合成接收波束A,需要3个接收波束AR1、AR2、AR3,它们根据3个回波信号AE1、AE2、AE3而得到。为了得到这3个回波信号AE1、AE2、AE3,需要进行3次的发送脉冲的发送AT1、AT2、AT3。

[0096] 关于光栅B的合成接收波束B、光栅C的合成接收波束C、光栅D的合成接收波束D、光栅E的合成接收波束E也同样地分别需要进行3次的发送。

[0097] 这样,为了得到各光栅的合成接收波束,需要进行3次的收发,与2次即可的PI法相比帧速率下降。因此,产生运动图像的迟缓、或者产生身体运动所引起的伪影的可能性增高。

[0098] 本实施方式的超声波诊断装置100为改善这样的帧速率的下降,使用了发送开口的合成的振幅调制法,并且实现帧速率与现有的PI法同等程度的谐波成像方法。

[0099] 接着,说明本实施方式的超声波诊断装置100的基于利用了发送开口的合成的振幅调制法的谐波成像法。

[0100] 在本实施方式中也与现有同样,对于第一发送,从收发口径的奇数信道发送超声

波脉冲,对于第二发送,从收发口径的偶数信道发送,对于第三发送,从收发口径的全部信道发送。然后,根据通过每次发送而得到的回波信号,生成第一接收波束、第二接收波束、第三接收波束,并将它们如上所述进行合成,由此在规定的扫描线上形成合成接收波束。

[0101] 但是,在本实施方式中,将各光栅用的第二发送兼用作相邻的光栅用的第一发送,根据通过第二发送而得到的回波信号,不仅生成该光栅用的第二接收波束,还生成相邻的光栅用的第一接收波束。图6中示出本实施方式的收发次数的具体例。与图5同样,举例说明生成按顺序相邻的光栅A、光栅B、光栅C、光栅D、光栅E的合成接收波束的情况。

[0102] 如本图所示,为了得到最初的光栅A的合成接收波束A,需要3个接收波束AR1、AR2、AR3,它们根据3个回波信号AE1、AE2、AE3而得到。为了得到这3个回波信号AE1、AE2、AE3,需要进行3次的发送AT1、AT2、AT3。

[0103] 另一方面,为了得到与光栅A相邻的光栅B的合成接收波束B,同样需要3个接收波束BR1、BR2、BR3。但是,在这些接收波束BR1、BR2、BR3中,接收波束BR1根据由针对光栅A的第二发送AT2得到的回波信号AE2而得到。即,在本实施方式中,根据由针对光栅A的第二发送AT2得到的回波信号AE2,得到针对光栅A的第二接收波束AR2和针对光栅B的第一接收波束BR1。

[0104] 因此,为了得到光栅B的合成接收波束B,需要3个接收波束BR1、BR2、BR3,它们通过针对光栅A的第二发送AT2、针对光栅B的第二发送BT2、以及针对光栅B的第三发送BT3的发送而得到。即,针对光栅B的发送有BT2和BT3这2次即可。

[0105] 关于光栅C的合成接收波束C、光栅D的合成接收波束D、光栅E的合成接收波束E也同样地,分别通过2次的发送而得到。

[0106] 在本实施方式中,通过发送波束形成器151中的发送口径权重以及发送延迟权重的设定、接收波束形成器156中的接收口径权重以及接收延迟权重的设定、以及MUX153中的收发口径的设定,来实现上述那样的收发。以下,关于将其实现的上述设定的详细内容进行说明。关于各光栅,将在使用全部信道的第三发送中使用的信道数设为 m 。此外,在此, m 设为1以上且 m 以下的偶数。

[0107] 首先,使用图7(a)来说明最初的针对光栅A的发送时的、发送波束形成器151中的发送口径权重以及发送延迟权重的设定。假设针对光栅A的发送时使用信道200(1)~200(m)。

[0108] 如图7(a)上段所示,针对光栅A的第一发送时,发送口径权重421-1设定为,仅对信道200(1)~200(m)中的奇数信道施加声压。即,发送口径权重421-1设定为在信道200(1)~200($m-1$)的范围内确定的有效发送口径411-1。通过该发送口径权重421-1,从而将奇数信道选择为发送超声波脉冲的发送信道。此时,针对有效发送口径411-1的中心位置的光栅A-1形成发送延迟权重431-1。

[0109] 如图7(a)中段所示,在针对光栅A的第二发送时,发送口径权重421-2设定为仅对信道200(1)~200(m)中的偶数信道施加声压。即,发送口径权重421-2设定为在信道200(2)~200(m)的范围内确定的有效发送口径411-2。通过该发送口径权重421-2,从而将偶数信道选择为发送超声波脉冲的发送信道。此时,针对有效发送口径411-2的中心位置的光栅A-2形成发送延迟权重431-2。

[0110] 在针对光栅A的第三发送时,将发送口径权重421-1以及发送口径权重421-2进行

合成而得到的结果设定为发送口径权重421-3。如图7(a)下段所示,设定为对信道200(1)~200(m)中的奇数信道以及偶数信道即全部信道施加声压。即,发送口径权重421-3设定为在信道200(1)~200(m)的范围内确定的有效发送口径411-3。通过该发送口径权重421-3,从而将全部信道选择为发送超声波脉冲的发送信道。

[0111] 此外,在针对光栅A的第三发送时,将发送延迟权重431-1以及发送延迟权重431-2进行合成而得到的结果设定为发送延迟权重431-3。在此,如图7(a)下段所示,将针对光栅A-1的发送延迟权重431-1与针对光栅A-2的发送延迟权重431-2进行合成,针对有效发送口径411-3的中心的中心的光栅A来形成。

[0112] 接着,使用图7(b)来说明针对与光栅A相邻的光栅B的发送。假设针对光栅B的发送时使用信道200(2)~200(m+1)。

[0113] 在针对光栅B的第一发送时,如图7(b)的上段所示,发送口径权重422-1设定为仅对信道200(2)~200(m+1)的奇数信道施加声压。由于信道200(2)~200(m+1)的奇数信道与信道200(1)~200(m)的偶数信道相同,因此能够使该发送口径权重422-1与针对光栅A的第二发送的发送口径权重421-2一致。

[0114] 此外,在针对光栅B的第一发送时,针对在信道200(2)~200(m)的范围内确定的有效发送口径412-1的中心光栅B-1,设定发送延迟权重432-1。该有效发送口径412-1与针对光栅A的第二发送时的有效发送口径411-2相同。因此,该发送延迟权重432-1与针对光栅A的第二发送的发送延迟权重431-2一致。

[0115] 这样,针对光栅B的第一发送的发送口径权重422-1以及发送延迟权重432-1均分别与针对相邻的光栅A的第二发送的发送口径权重421-2以及发送延迟权重431-2相同。因此,在本实施方式中,也可以不进行针对与光栅A相邻的光栅B的第一发送,而使用由针对光栅A的第二发送所得到的回波信号。

[0116] 此外,如图7(b)中段所示,在针对光栅B的第二发送时,发送口径权重422-2设定为仅对信道200(2)~200(m+1)中的偶数信道施加声压。即,发送口径权重422-2设定为在信道200(3)~200(m+1)的范围内确定的有效发送口径412-2。通过该发送口径权重422-2,从而将偶数信道选择为发送超声波脉冲的发送信道。此时,针对有效发送口径412-2的中心位置的光栅B-2,形成发送延迟权重432-2。

[0117] 然后,通过针对该光栅B的第二发送而得到的回波信号也用于与光栅B相邻的光栅C。

[0118] 另外,在针对光栅B的第三发送时,将发送口径权重422-1以及发送口径权重422-2进行合成而得到的结果设定为发送口径权重422-3。如图7(b)下段所示,设定为对信道200(2)~200(m+1)中的奇数信道以及偶数信道即全部信道施加声压。即,发送口径权重422-3设定为在信道200(2)~200(m+1)的范围内确定的有效发送口径412-3。通过该发送口径权重422-3,从而将全部信道选择为发送超声波脉冲的发送信道。

[0119] 此外,在针对光栅B的第三发送时,将发送延迟权重432-1以及发送延迟权重432-2进行合成而得到的结果设定为发送延迟权重432-3。在此,如图7(b)下段所示,将针对光栅B-1的发送延迟权重432-1与针对光栅B-2的发送延迟权重432-2进行合成,针对有效发送口径412-3的中心的中心的光栅B来形成。

[0120] 这样,在本实施方式中,针对规定的光栅K(K为2以上的整数)的第二发送兼用于针

对与光栅K相邻的光栅L的第一发送。发送波束形成器151设定各发送的发送口径权重以及发送延迟权重,使得能够实现该兼用。此外,将不兼用的第三发送的发送口径权重以及发送延迟权重分别设定为,与将第一发送和第二发送的发送口径权重以及发送延迟权重进行合成而得到的结果相等。

[0121] 通过设为以上那样的构成,能够使通过规定的光栅的第二发送而得到的回波信号与应该通过相邻的光栅的第一发送而得到的回波信号完全一致。

[0122] 接着,使用图8对本实施方式的接收时的接收波束形成器156所设定的接收口径权重以及接收延迟权重进行说明。

[0123] 如上所述,任意的光栅K的第二发送也兼用于与光栅K相邻的光栅L的第一发送。因此,本实施方式的接收波束形成器156根据通过该被兼用的发送而得到的回波信号,在光栅K上以及光栅L上分别形成接收波束。关于将其实现的各接收时的接收口径权重以及收发时的收发口径的设定,以下使用具体例来进行说明。

[0124] 在此,也将信道(1)~信道(m)的中心位置设为光栅A,将信道(2)~信道(m+1)的中心位置设为光栅B,将信道(3)~信道(m+2)的中心位置设为光栅C。

[0125] 光栅A的第二发送也兼用于与光栅A相邻的光栅B的第一发送。因此,本实施方式的接收波束形成器156在基于光栅A的第二发送的回波信号的接收时对接收口径权重进行设定,使得根据通过该发送而得到的回波信号,在光栅A上以及光栅B上,分别形成第二接收波束AR2以及第一接收波束BR1。

[0126] 为了在光栅A上形成第二接收波束AR2,接收波束形成器156需要对通过信道200(1)~200(m)而得到的回波信号组进行加法运算。此外,为了在光栅B上形成第一接收波束BR1,接收波束形成器156需要对通过信道200(2)~200(m+1)而得到的回波信号组进行加法运算。

[0127] 因此,本实施方式的接收波束形成器156设定2个不同的接收口径权重。即,作为第一接收口径权重,设定将信道200(1)~200(m)选择为加法运算信道的接收口径权重441-2。此外,作为第二接收口径权重,设定将信道200(2)~200(m+1)选择为加法运算信道的接收口径权重442-1。

[0128] 此外,接收波束形成器156设定对通过按照各个接收口径权重选择的加法运算信道而得到的回波信号组给予的接收延迟权重。然后,对按照接收口径权重提取的回波信号组,给予所设定的接收延迟权重的同时进行加法运算处理,形成第二接收波束AR2以及第一接收波束BR1,并保存到存储器161中。

[0129] 下一个光栅B的第二发送也兼用于与光栅B相邻的光栅C的第一发送。因此,本实施方式的接收波束形成器156在光栅B的第二发送时对接收口径权重进行设定,使得根据通过该发送而得到的回波信号,在光栅B上以及光栅C上,分别形成第二接收波束BR2、第一接收波束CR1。

[0130] 即,为了形成光栅B上的第二接收波束BR2,接收波束形成器156设定使信道200(2)~200(m+1)成为加法运算信道的接收口径权重442-2。此外,为了形成光栅C上的第一接收波束CR1,设定使信道200(3)~200(m+2)成为加法运算信道的接收口径权重443-1。

[0131] 此外,接收波束形成器156设定对通过按照各个接收口径权重选择的加法运算信道而得到的回波信号组给予的接收延迟权重。然后,对按照接收口径权重提取的回波信号

组,给予所设定的接收延迟权重的同时进行加法运算处理,形成第二接收波束BR2以及第一接收波束CR1,并保存到存储器161中。

[0132] 另外,对于并未与其他发送兼用的光栅B的第三发送,为了形成光栅B上的第三接收波束BR3,接收波束形成器156设定使信道200(2)~200(m+1)成为加法运算信道的接收口径权重442-3。

[0133] 此外,接收波束形成器156设定对通过按照接收口径权重442-3选择的加法运算信道而得到的回波信号组给予的接收延迟权重。然后,对按照接收口径权重提取的回波信号组,给予所设定的接收延迟权重的同时进行加法运算处理,形成第三接收波束BR3,并保存到存储器161中。

[0134] 下一个光栅C的第二发送也兼用于与光栅C相邻的光栅D的第一发送。因此,本实施方式的接收波束形成器156对接收口径权重进行设定,使得根据通过该发送而得到的回波信号,在光栅C上以及光栅D上,分别形成第二接收波束CR2以及第一接收波束DR1。

[0135] 即,为了形成光栅C上的第二接收波束CR2,接收波束形成器156设定使信道200(3)~200(m+2)成为加法运算信道的接收口径权重443-2。此外,为了形成光栅D上的第一接收波束DR1,设定使信道200(4)~200(m+3)成为加法运算信道的接收口径权重444-1。此时,收发口径413设定为包含两者在内的信道200(3)~200(m+3)。

[0136] 此外,接收波束形成器156设定对通过按照各个接收口径权重选择的加法运算信道而得到的回波信号组给予的接收延迟权重。然后,对按照接收口径权重提取的回波信号组,给予所设定的接收延迟权重的同时进行加法运算处理,形成第二接收波束CR2以及第一接收波束DR1,并保存到存储器161中。

[0137] 另外,对于并未与其他发送兼用的光栅C的第三发送,为了形成光栅C上的第三接收波束CR3,接收波束形成器156设定使信道200(3)~200(m+2)成为加法运算信道的接收口径权重443-3。

[0138] 此外,接收波束形成器156设定对通过按照接收口径权重443-3选择的加法运算信道而得到的回波信号组给予的接收延迟权重。然后,对按照接收口径权重提取的回波信号组,给予所设定的接收延迟权重的同时进行加法运算处理,形成第三接收波束CR3,并保存到存储器161中。

[0139] 另外,在本实施方式中,对于与相邻的光栅的发送兼用的发送,在相邻的2个光栅上形成接收波束。因此,在接收时,在两光栅的全部发送信道范围内分别设定接收口径权重。例如图8的最上段的接收口径权重441-2以及442-2。

[0140] 为了能够将其实现,在本实施方式中,在各收发时,收发口径设定为,不仅包含1个光栅用的第三发送时的全部发送信道范围,还包含相邻的光栅用的第三发送时的全部发送信道范围。例如,设为图8的光栅A的第二发送时的收发口径411、光栅B的第二、第三发送时的收发口径412、光栅C的第二、第三发送时的收发口径413等。另外,如上所述,设定由MUX153进行。

[0141] 这样,本实施方式的第k个光栅K的第二发送也兼用于与光栅K的相邻的第(k+1)个光栅L的第一发送。因此,本实施方式的接收波束形成器156对接收口径权重进行设定,使得根据通过该发送而得到的回波信号,在光栅K上以及光栅L上,分别形成接收波束KR2、LR1。

[0142] 即,为了形成光栅K上的第二接收波束KR2,接收波束形成器156设定使信道200(k)

~200(m+k-1)成为加法运算信道的接收口径权重。此外,为了形成光栅L上的第一接收波束LR1,设定使信道200(k+1)~200(m+k)成为加法运算信道的接收口径权重。此时,收发口径设定为包含两者在内的信道200(k)~200(m+k)。

[0143] 此外,接收波束形成器156分别设定对通过按照接收口径权重选择的加法运算信道而得到的回波信号组给予的接收延迟权重。然后,给予所设定的接收延迟,对加法运算信道的回波信号组进行加法运算,形成第二接收波束KR2以及第一接收波束LR1,并保存到存储器161中。

[0144] 另外,对于并未与其他发送兼用的光栅K的第三发送,为了形成光栅K上的第三接收波束KR3,接收波束形成器156设定使信道200(k)~200(m+k-1)成为加法运算信道的接收口径权重。该收发时的收发口径设为信道200(k)~200(m+k)。

[0145] 此外,接收波束形成器156还相应地设定接收延迟权重。然后,对通过按照接收口径权重选择的加法运算信道而得到的回波信号组,给予接收延迟权重所规定的接收延迟的同时进行加法运算处理,形成第三接收波束KR3,并保存到存储器161中。

[0146] 另外,信号处理部162的处理与现有同样。即,利用上述方法对根据通过3个不同的开口而得到的回波信号在各光栅上所形成的3个接收波束(第一接收波束、第二接收波束以及第三接收波束)进行线性加法运算,得到合成接收波束。

[0147] 另外,在上述实施方式中,将发送口径权重设为了矩形权重,但发送口径权重并不限于此。例如,为了降低发送波束的旁瓣,也可以针对所选择的信道设为由汉宁函数(hanning function)、汉明函数(hamming function)、或者带偏置的汉宁函数、带偏置的汉明函数等规定的汉宁权重、汉明权重等。

[0148] 此外,为了降低接收波束的旁瓣,上述的接收口径权重也可以针对所选择的加法运算信道设为汉宁函数、汉明函数、或者带偏置的汉宁函数、带偏置的汉明函数等。

[0149] 如上所述,本实施方式的超声波诊断装置100通过上述发送方式,除了针对最初的扫描线(光栅)的接收波束的取得时以外,能够通过2次收发来取得基于利用了发送开口的合成的振幅调制法的接收波束。因此,与通过3次收发而实现的现有的方法相比,收发次数减少,所以帧速率提高。

[0150] 另一方面,如图7(a)所示,在针对光栅A的发送中,在从奇数信道进行发送的第一发送时,将由奇数信道构成的信道200(1)~200(m-1)的范围设为有效发送口径411-1,针对通过其中心的光栅A-1设定发送口径权重421-1以及发送延迟权重431-1,并进行发送。此外,在从偶数信道进行发送的第二发送时,将由偶数信道构成的信道200(2)~200(m)的范围设为有效发送口径411-2,针对通过其中心的光栅A-2设定发送口径权重421-2以及发送延迟权重431-2,并进行发送。

[0151] 在从全部信道进行发送的第三发送时,分别对将发送口径权重421-1以及发送口径权重421-2合成而得到的发送口径权重421-3、和将发送延迟权重431-1以及发送延迟权重431-2合成而得到的发送延迟权重431-3进行设定,并进行发送。

[0152] 此时,如图7(a)的最下段所示,越靠近由全部信道构成的第三发送时的有效发送口径(信道200(1)~200(m)的范围)411-3的端部,相邻的信道间的发送延迟段差变得越大。下面对为了调查该发送延迟段差所引起的发送波束的劣化的影响而进行的模拟结果进行说明。

[0153] 作为模拟条件,发送脉冲的中心频率设为了6MHz,信道的间隔设为了0.2mm,信道数设为了64信道,聚焦距离设为了30mm,全部信道发送时的发送口径权重设为了矩形权重。此外,关于声音媒质的特性,将声速设为了1530m/s,将密度设为了1000kg/m³,将吸收系数设为了0.5dB/cm/MHz,将非线性参数B/A设为了7。在这些条件下,分别针对现有的基于发送开口合成的振幅调制法以及基于本实施方式的超声波诊断装置100的振幅调制法,得到了在聚焦距离下的发送脉冲与谐波分量(合成接收波束)的波束分布。它们通过对与二维声场相关的KZK方程式进行求解,并进行非线性声音传播解析而得到。

[0154] 图9示出了基于使用图3~图5进行了说明的现有的基于发送开口的合成的振幅调制法的、聚焦距离下的发送脉冲与所产生的各谐波分量的波束分布(711、712、713、714)的模拟结果。在此,纵轴为声压级(dB re 1μPa),横轴为方位方向距离(mm)。另外,所谓方位方向距离是指,作为对象的收发口径310的中心位置处的切线方向的距离。

[0155] 对于现有的基于发送开口合成的振幅调制法,按照使基于奇数信道的第一发送、基于偶数信道的第二发送、基于全部信道的第三发送的各发送中的光栅方向一致、且聚焦于一点的方式进行发送。因此,如本图所示,基于奇数信道的第一发送的波束分布711和基于偶数信道的第二发送的波束分布712大致一致,得到旁瓣降低了的尖锐的谐波分量的波束分布714。

[0156] 图10示出了基于本实施方式的超声波诊断装置100所进行的基于发送开口的合成的振幅调制法的、聚焦距离下的发送脉冲与所产生的谐波分量(合成接收波束)的波束分布(721、722、723、724)的模拟结果。在此,纵轴为声压级(dB re 1μPa),横轴为方位方向距离(mm)。

[0157] 对于本实施方式的基于发送开口合成的振幅调制法,基于奇数信道的第一发送、基于偶数信道的第二发送的光栅分别位于基于全部信道的第三发送的光栅的两侧。因此,如本图所示,基于奇数信道的第一发送的波束分布721和基于偶数信道的第二发送的波束分布722虽然其形状相同,但是成为在方位方向上稍微错开的分布。

[0158] 在此,若对图9以及图10各自的基于全部信道的第三发送的波束分布713、723进行比较,则波束分布形状大致相同。图10中的谐波分量的波束分布724虽然峰值声压级稍微有所下降,但是与图9的谐波分量的波束分布714也大致一致。

[0159] 另外,在图9、图10的解析中,如上所述将全部信道发送时的发送口径权重设为了矩形权重,但也可以设为汉宁权重等。

[0160] 如以上说明的那样,根据本实施方式,能够将用于规定的光栅的收发数据的一部分作为用于与该光栅相邻的光栅的收发数据的一部分。

[0161] 例如,在通过3次的收发来进行振幅调制法的情况下,发送波束形成器151分别设定发送口径权重,使得发送用于扫描线A的第一发送脉冲的第一发送时将信道200的奇数信道选择为发送信道,发送第二发送脉冲的第二发送时将信道200的偶数信道选择为发送信道。

[0162] 此外,发送第三发送脉冲的第三发送时设定对在第一次发送时设定的发送口径权重与在第二次发送时设定的发送口径权重进行合成而得到的发送口径权重。关于发送延迟权重也同样地,在第三次发送时设定对在第一次发送时设定的发送延迟权重与在第二次发送时设定的发送延迟权重进行合成而得到的发送延迟权重。

[0163] 此时,第二发送时的发送口径权重与发送延迟权重设定成该第二发送也兼作相邻的扫描线的第一发送。

[0164] 而且,对于接收波束形成器156而言,关于对应于该第二发送而接收的回波信号组,能够按照每条扫描线来选择为了生成接收波束而进行加法运算的回波信号组。即,设定各扫描线用的接收口径权重,在各扫描线上生成接收波束。通过按照每条扫描线设定不同的接收口径权重,从而根据1个回波信号生成每条扫描线的接收波束。

[0165] 此外,对于MUX153而言,在各光栅用的3次的发送时,将包含该光栅用的第三发送时的全部发送信道范围、和兼用该光栅用的第二发送的相邻的光栅用的第三发送时的全部发送信道范围在内的信道范围设定为收发口径。

[0166] 因此,根据本实施方式,在相邻的扫描线的数据取得时,无需重新发送第一发送脉冲,相邻的扫描线的数据取得时只要仅发送第二发送脉冲与第三发送脉冲即可。

[0167] 结果,在根据收发数据来生成合成接收波束时,仅最初的扫描线的数据取得时需要3次的收发,其他的扫描线的数据取得时可以是2次的收发。

[0168] 即,根据本实施方式,在需要多次的收发的振幅调制法中,由于能够共用为了得到不同的扫描线的接收信号而需要的一部分的收发,因而收发次数减少,帧速率提高。因此,能够实现无运动图像的迟缓、且不会受到身体运动的影响的流畅的摄像。

[0169] 此外,根据本实施方式,能够以较少的发送次数实现基于发送开口的振幅调制。因此,对于应合成的超声波脉冲的波形,并非进行电子控制,而是形成为发送声场,因而能够发送具有高精度的波形的合成超声波脉冲。因此,在由发送放大器、超声波探头等构成的超声波诊断装置的发送系统中存在电压依赖的失真、非线性特性的情况下,也能够实现高精度的基波分量的去除。由此,在THI中能得到对比分辨率、空间分辨率高的图像,在CHI中能得到CTR高的造影图像。

[0170] 《第二实施方式》

[0171] 接着,对于应用本发明的第二实施方式进行说明。在第一实施方式中,单独使用各信道,并进行了奇数信道与偶数信道的发送开口的合成,但在本实施方式中,用相邻的多个信道来形成信道块,以信道块为单位来进行发送开口的合成。即,进行偶数信道块与奇数信道块的发送开口的合成。

[0172] 以下,在本实施方式中,举例说明由相邻的2个信道形成信道块210的情况。

[0173] 本实施方式的超声波诊断装置具有基本上与第一实施方式的超声波诊断装置100同样的构成。但是,如上所述,在本实施方式中,由于对发送开口进行合成的单位不同,因此,在各发送中,发送波束形成器151所进行的发送开口权重以及发送延迟权重的设定、接收波束形成器156所进行的接收开口权重以及接收延迟权重的设定、MUX153所进行的收发口径的设定、以及接收波束形成器156的接收平行波束的生成方法与第一实施方式不同。以下,关于本实施方式,着眼于与第一实施方式不同的构成来进行说明。

[0174] 首先,说明本实施方式的发送波束形成器151在为了得到1个光栅的接收波束的各发送时设定的发送口径权重、发送延迟权重。如上所述,在本实施方式中,以信道块为单位进行发送开口的合成。因此,发送口径权重以及发送延迟权重也以信道块为单位进行设定。图11是用于说明在本实施方式的发送时设定的发送口径权重、发送延迟权重的说明图。在此,举例说明为了得到规定的光栅K用的接收波束的发送。

[0175] 在本实施方式中,发送波束形成器151也按照来自控制部130的指示,每次发送时设定发送口径权重以及发送延迟权重。控制部130将每次发送的发送口径权重以及发送延迟权重的设定预先保持几种,并根据用户的选择向发送波束形成器151发出指示。

[0176] 发送第一发送脉冲的第一发送时,设定发送口径权重521-1,使得奇数信道块(奇数bk)210成为发送信道块,仅从这些发送信道块发送发送脉冲。此外,按照使发送信道块的两端的信道块210间成为有效发送口径511-1,并针对其中心光栅K-1而形成的方式,对发送延迟权重531-1进行设定。

[0177] 此外,发送第二发送脉冲的第二发送时,设定发送口径权重521-2,使得偶数信道块(偶数bk)210成为发送信道块,仅从这些发送信道块发送发送脉冲。按照使发送信道块的两端的信道块210间成为有效发送口径511-2,并针对其中心光栅K-2而形成的方式,对发送延迟权重531-2进行设定。

[0178] 而且,发送第三发送脉冲的第三发送时,将在第一发送时设定的发送口径权重521-1与在第二发送时设定的发送口径权重521-2进行合成的结果设定为发送口径权重521-3。关于发送延迟权重也同样地,将在第一发送时设定的发送延迟权重531-1与在第二发送时设定的发送延迟权重531-2进行合成的结果设定为发送延迟权重531-3。因此,此时,发送延迟权重531-3针对将两有效发送口径511-1以及511-2合成而得到的有效发送口径511-3的中心光栅K而设定。

[0179] 然后,对各发送时的发送口径权重、发送延迟权重进行设定,使得将第二发送兼用作在相邻的光栅形成用的3次发送的第一发送。

[0180] 接着,对于本实施方式的接收波束形成器156所进行的接收口径权重以及接收延迟权重的设定进行说明。图12是用于说明在本实施方式的接收时设定的接收口径权重、接收延迟权重的说明图。在此,假设按以信道块210为1个单位的间隔,按照光栅A、光栅B、光栅C、光栅D的顺序依次生成合成接收波束。

[0181] 本实施方式的接收波束形成器156与第一实施方式同样,对接收口径权重进行设定,使得根据通过各光栅的第二发送而接收到的回波信号,在该光栅上和相邻的光栅上分别形成接收波束。此外,将在加法运算时对各回波信号给予的延迟设定为接收延迟权重。然后,对通过按照所设定的接收口径权重选择的加法运算信道块而得到的回波信号组,给予接收延迟权重所规定的规定的延迟的同时进行加法运算,在规定的光栅上和相邻的光栅上生成规定的深度的接收波束。

[0182] 另外,第三发送时仅在该光栅上形成接收波束。

[0183] 例如,光栅A的第二发送也兼用于光栅B的第一发送。因此,在基于光栅A的第二发送的回波信号的接收时,接收波束形成器156设定接收口径权重541-2以及542-1。接收波束形成器156相应地设定接收延迟权重,并根据按各接收口径权重541-2以及542-1确定的加法运算信道块的回波信号,在光栅A以及光栅B上,分别形成第二接收波束AR2以及第一接收波束BR1。

[0184] 光栅B用的第二发送也同样地兼作光栅C用的第一发送。因此,接收波束形成器156对用于在光栅B上形成第二接收波束的接收口径权重542-2、和用于在光栅C上形成第一接收波束的接收口径权重543-1进行设定。此外,接收波束形成器156按照所设定的接收延迟权重,根据按两接收口径权重确定的加法运算信道块的回波信号组,形成各自的光栅上的

第二接收波束BR2以及第一接收波束CR1。

[0185] 对于光栅B用的第三发送,接收波束形成器156设定用于形成光栅B上的第三接收波束的接收口径权重542-3,并根据所得到的回波信号组,形成光栅B上的第三接收波束BR3。

[0186] 光栅C用的第二发送也同样地兼作光栅D用的第一发送。因此,接收波束形成器156对用于在光栅C上形成第二接收波束的接收口径权重543-2、和用于在光栅D上形成第一接收波束的接收口径权重544-1进行设定。然后,根据按两接收口径权重确定的加法运算信道块的回波信号组,形成各自的光栅上的第二接收波束CR2以及第一接收波束DR1。

[0187] 对于光栅C用的第三发送,接收波束形成器156设定用于形成光栅C上的第三接收波束的接收口径权重543-3,并根据所得到的回波信号组,形成光栅C上的第三接收波束CR3。

[0188] 为了如上所述在相邻的2个光栅上形成接收波束,在本实施方式中,也将包含两光栅用的全部发送信道块210的信道块210范围设定为收发口径511、512、513。这些收发口径在本实施方式中也通过MUX153来控制。

[0189] 即,若假设在生成1个光栅的合成接收波束时,使用 m 个信道块210,则在从端部起第 k 个光栅K用的收发时,使用 $210(k) \sim 210(m+k-1)$ 的信道块210。此外,在与光栅K相邻的光栅的收发时,使用 $210(k+1) \sim 210(m+k)$ 的信道块210。因此,光栅K的收发时,MUX153将 $210(k) \sim 210(m+k)$ 设定为收发口径。

[0190] 本实施方式的信号处理部162与第一实施方式同样,通过上述方法对在各光栅上形成的3个接收波束进行线性加法运算,得到合成接收波束。

[0191] 另外,若这样构成,则所形成的光栅的间隔成为构成信道块210的信道数间隔。例如,在上述例中,为2信道间隔。因此,用于构成1帧的超声波发送数减少,帧速率进一步提高。但是,存在由于扫描线(光栅)密度减少,方位分辨率不充分的情况。

[0192] 为了使扫描线密度与第一实施方式相同,也可以构成为根据在多个光栅间兼用的1个回波信号,形成2个以上的接收波束。对这种情况下的接收波束形成器156所设定的接收口径权重以及接收延迟权重进行说明。图13是用于说明本变形例的接收口径权重以及接收延迟权重的图。在此,假设以信道块1个单位的间隔,按照光栅A、光栅B、光栅C、光栅D的顺序依次生成合成接收波束。此外,举例说明根据通过各光栅的第二发送而接收到的回波信号,在4个不同的光栅上形成接收波束的情况。

[0193] 接收波束形成器156对2个接收口径权重进行设定,使得能够根据通过各光栅的第二发送而接收到的回波信号,与上述同样地,在2个相邻的光栅上形成接收波束。然后,对通过按1个接收口径权重确定的加法运算信道块而得到的回波信号组给予2个不同的接收延迟权重,在2个不同的光栅上分别形成接收波束。

[0194] 此外,各光栅的第三发送时,接收波束形成器156也对所接收到的回波信号给予同样的2个不同的接收延迟权重,与第二发送时同样在2个不同的光栅上分别形成接收波束。使用图13对以上的处理用具体例来进行说明。

[0195] 对于光栅A的第二发送,接收波束形成器156对所接收到的回波信号,设定接收口径权重541-2以及542-1。它们分别是形成光栅A上、光栅B上的接收波束的接收口径权重。然后,对按照接收口径权重541-2确定的加法运算信道块的信号赋予2个不同的延迟时间权重

使得在光栅A1以及光栅A2上形成接收波束,并在这些光栅上生成第二接收波束A1R2、A2R2。此外,对按照接收口径权重542-1确定的加法运算信道块的信号赋予2个不同的延迟时间权重使得在光栅B1以及B2上形成接收波束,并在这些光栅上,生成第一接收波束B1R1、B2R1。

[0196] 对于光栅B用的第三发送,接收波束形成器156设定用于形成光栅B上的接收波束的接收口径权重542-3。然后,对按照接收口径权重542-3确定的加法运算信道块的信号赋予2个不同的延迟时间权重使得在光栅B1以及B2上形成接收波束,并在这些光栅上生成第三接收波束B1R3、B2R3。

[0197] 另外,其他的发送时也同样。此外,关于由MUX153设定的收发口径也同样地,将在兼用发送的光栅间使用的全部信道块设定为范围。

[0198] 另外,在上述变形例中,构成为在兼用的发送时,接收波束形成器156在该光栅的两侧的2个光栅上形成接收波束,但所形成的接收波束的条数并不限于此。也可以构成为在分别夹着该光栅的多个光栅上,分别形成接收波束。此时,所述接收波束形成器156按照每条扫描线,设定对加法运算信道进行规定的接收口径权重,并且,按照每个所述接收口径权重,设定多个不同的接收延迟权重,针对所述1条扫描线,在夹着该扫描线的多个光栅上分别形成所述接收波束。

[0199] 另外,也可以构成为,接收波束形成器156在兼用的发送时设定4个接收口径权重,在未被兼用的第三发送时设定2个接收口径权重,分别形成4个以及2个接收波束。

[0200] 另外,在本实施方式及其变形例中,举例说明了用2个信道构成1个信道块的情况,但构成信道块的信道数并不限于此。也可以是3个以上。

[0201] 图14示出了基于本实施方式的变形例的基于发送开口合成的振幅调制法的、聚焦距离下的发送脉冲与所产生的谐波分量的波束分布(731、732、733、734)的模拟结果。在此,纵轴为声压级(dB re 1μPa),横轴为方位方向距离(mm)。

[0202] 如本图所示,奇数信道块(奇数bk)的波束分布731和偶数信道块(偶数bk)的波束分布732成为在方位方向上明显错开的分布。若与图9以及图10的结果相比,则图14的发送声场的波束分布731、732、733的旁瓣增加,作为结果,谐波分量的旁瓣电平也增加。此外,主瓣的方位方向的分辨率也发生劣化,谐波分量的峰值声压的下降也变得显著。

[0203] 根据这些结果可知,在形成了1块3信道以上的信道块的情况下,旁瓣的增加与主瓣的劣化变得显著。因此,较为理想的是,1信道块最大由2信道以下形成。

[0204] 另外,在本解析中,如上所述将全部信道发送时的发送口径权重设为了矩形权重,但也可以设为汉宁权重等。汉宁权重对旁瓣的降低有用,尤其是在如本变形例那样形成信道块的情况下很有效。

[0205] 如上所述,在本实施方式的情况下,将多个信道作为1块来处理。因此,光栅的间隔成为n信道间隔(在上述例中为2信道间隔)。由于用于构成1帧的超声波发送数减少,因此帧速率进一步提高。

[0206] 另外,在本变形例中,例如第一接收波束B1R1、B2R1根据设定了一个光栅B用的接收口径权重的回波信号组而形成。即,对于如图14的谐波分量734所示的那样的在方位方向上具有单一的发送峰值的主波束,得到从该峰值位置在方位方向上稍微错开的位置的信息。由此,图像整体的均匀度有时下降。

[0207] 在本实施方式中,为了将其解决,如图1(b)所示,也可以构成为信号处理部162还

具备进行所述接收波束的增益调整的增益调整部166。增益调整部166对接收波束进行用于接收波束的增益调整的数字运算处理。通过增益调整部166所进行的增益调整,能够实现图像整体的均匀化。

[0208] 另外,为了降低接收波束的旁瓣,上述的接收口径权重也可以针对所选择的加法运算信道采用汉宁函数、汉明函数、或者带偏置的汉宁函数、带偏置的汉明函数等。

[0209] 如以上说明的那样,在本实施方式中,由相邻的多个(在上述例中为2个)信道形成信道块,并设为基于奇数信道块的第一发送、基于偶数信道块的第二发送。由此,光栅间隔变宽。结果,平均每1帧图像的收发次数减少,能够使帧速率提高。

[0210] 而且,在具备根据1个回波信号形成多条不同的扫描线上的接收波束的构成的情况下,能够缩减发送次数,并且维持扫描线密度。因此,虽然根据基于3次发送的接收回波而得到一个合成接收波束,但是除了最初的扫描线以外,实际上2次收发即可。因此,能够实现高速的谐波成像。

[0211] 《第三实施方式》

[0212] 对于应用本发明的第三实施方式进行说明。在第一以及第二实施方式中,都是通过3次的收发数据来得到一个接收信号。在本实施方式中,进一步对发送开口进行分割,使用4次以上的收发数据(接收回波)来生成一个接收信号。

[0213] 本实施方式的超声波诊断装置100的构成基本上与第一实施方式同样。但是,在本实施方式中,由于发送开口的分割数不同,因此发送波束形成器151、接收波束形成器156、信号处理部162的构成不同。以下,关于本实施方式,着眼于与第一实施方式不同的构成进行说明。此外,在此,举例说明使用4次的收发数据(接收回波)来生成1个接收信号的情况。

[0214] 在本实施方式中,在发送波束形成器151中,也设定各发送时的发送口径权重、发送延迟权重,并按照设定从超声波探头110的多个信道200发送发送波束。此外,在接收波束形成器156中,设定有效接收口径、接收口径权重、接收延迟权重,得到接收波束。而且,在信号处理部162中,根据各接收波束来生成合成接收波束。

[0215] 图15是用于说明本实施方式的收发方法的图。在此,作为一例,举例说明根据通过3次发送和对该3次份的发送的发送开口进行了合成的1次发送一共4次的发送而得到的接收波束来取得一个合成接收波束的情况。

[0216] 在本实施方式中,将规定的光栅A的第三发送时的发送口径权重以及发送延迟权重设定为分别与相邻的光栅B的第二发送时、以及与光栅B相邻的光栅C的第一发送时的发送口径权重以及发送延迟权重相等。在本实施方式中,设定也在发送波束形成器151中进行。

[0217] 此外,规定的光栅A的第四发送时的发送口径权重以及发送延迟权重设定为分别对第一至第三发送时的发送口径权重以及发送延迟权重进行合成而得到的结果。

[0218] 此外,接收口径权重以及接收延迟权重按如下方式进行设定。

[0219] 例如,对于通过光栅A的第三发送而得到的回波信号,设定用于在光栅A上形成接收波束AR3的接收口径权重641-3、用于在光栅B上形成接收波束BR2的接收口径权重642-2、以及用于在光栅C上形成接收波束CR1的接收口径权重643-1。设定由接收波束形成器156进行。然后,通过接收波束形成器156,分别形成接收波束AR3、接收波束BR2、接收波束CR1,并将其保存到存储器161中。

[0220] 关于在光栅B的第三发送时所得到的回波信号也同样地,设定3个接收口径权重642-3、643-2、644-1,分别形成接收波束BR3、接收波束CR2、接收波束DR1,并将其保存到存储器161中。

[0221] 关于在光栅C的第三发送时所得到的回波信号也同样地,设定3个接收口径权重643-3、644-2、645-1,分别形成接收波束CR3、接收波束DR2、接收波束ER1,并将其保存到存储器161中。

[0222] 关于在光栅D的第三发送时所得到的回波信号也同样地,设定3个接收口径权重644-3、645-2、646-1,分别形成接收波束DR3、接收波束ER2、接收波束FR1,并保存到存储器161中。

[0223] 关于在光栅E的第三发送时所得到的回波信号也同样地,设定3个接收口径权重645-3、646-2、647-1,分别形成接收波束ER3、接收波束FR2、接收波束GR1,并保存到存储器161中。

[0224] 不与其他的光栅用的发送兼用的、例如光栅C的第四发送时,设定接收口径权重643-4使得在光栅C上形成接收波束,并形成接收波束CR4。关于光栅D、光栅E也同样地,设定接收口径权重644-4、645-4,并分别形成接收波束DR4、ER4。

[0225] 信号处理部162对供各光栅用而得到的接收波束进行合成,形成合成接收波束。在光栅C的情况下,例如,从接收波束CR4中,减去将接收波束CR1、接收波束CR2以及接收波束CR3相加而得到的结果。

[0226] 此外,MUX153在各发送时,将兼用该发送的全部光栅所需要的信道设定为收发口径。

[0227] 这样,根据本实施方式,例如,光栅C用的第一接收波束CR1、第二接收波束CR2分别能够在光栅A用的第三发送时、光栅B用的第三发送时得到。因此,规定的光栅用的接收波束能够通过追加2次的收发来取得。

[0228] 这样,若使发送开口的分割数变多,则能够期待振幅调制法中的谐波成像的信号强度的提高。例如,在分割数为3的图15的示例中,若将全部信道发送时的声压设为P,则基于第一~第三的部分开口的声压分别成为 $P/3$ 。因此,接收回波强度成为 $(R/3)+(R/3)^2$,若进行3次份的合成则成为 $R+(R^2/3)$ 。因此,能够提取的谐波分量成为 $(2R^2/3)$ 。即,能够得到比分割数为2的第一、第二实施方式所说明的3次发送时的 $(R^2/2)$ 大的谐波信号。

[0229] 用于取得1个合成接收波束的收发次数并不限于此。

[0230] 另外,在本实施方式中,也可以与第二实施方式同样地,由多个信道构成块,并以块为单位来决定发送开口的分割。

[0231] 如以上说明的那样,本实施方式的超声波诊断装置100是从具备多个信道200的超声波探头向被检体发送超声波脉冲,并根据所得到的回波信号得到超声波图像的超声波诊断装置,其特征在于,具备:发送波束形成器151,其按照每次发送设定发送口径权重和发送延迟权重,其中所述发送口径权重对所述多个信道200中的发送所述超声波脉冲的多个信道200即发送信道进行规定,所述发送延迟权重对赋予给从该各发送信道发送的所述超声波脉冲的延迟时间分别进行规定;接收波束形成器156,其按照每次发送,根据由所述多个信道接收到的所述回波信号来生成接收波束;和信号处理部162,其对 n (n 是3以上的整数)个所述接收波束进行合成来生成1条扫描线上的合成接收波束,并得到超声波图像,在超声

波诊断装置中,生成所述1条扫描线的合成接收波束的n个所述接收波束根据通过n次不同的发送而得到的回波信号来分别生成,所述n次不同的发送中的至少1次是兼作针对与所述扫描线不同的扫描线的发送的兼用发送。

[0232] 此外,也可以构成为,所述发送波束形成器151对所述发送口径权重以及发送延迟权重进行设定,使得所述n次发送中的1次发送(称为被合成发送)的所述发送口径权重以及发送延迟权重与对其他(n-1)次的发送(称为合成发送)的所述发送口径权重以及发送延迟权重进行合成而得到的结果相等。

[0233] 此外,所述接收波束形成器156根据通过所述兼用发送而接收到的所述回波信号,在该两条扫描线上,分别形成所述接收波束。然后,所述接收波束形成器156按照每条扫描线,设定对加法运算信道进行规定的接收口径权重、以及对赋予给通过所述加法运算信道而得到的回波信号的延迟时间进行规定的接收延迟权重,并按照每条扫描线的所述接收口径权重以及接收延迟权重,来形成所述接收波束。此时,所述发送口径权重也可以设定为在所述(n-1)次的合成发送时,分别排他地选择所述发送信道。

[0234] 此外,也可以构成为具备开关(MUX)153,所述开关(MUX)153按照每次收发决定与所述发送波束形成器151以及所述接收波束形成器156进行连接的信道200即收发口径,所述开关(MUX)153将针对所述合成发送由所述兼用发送兼用的2条扫描线的各自的所述被合成发送时所使用的全部发送信道决定为所述收发口径。

[0235] 这样,根据本实施方式,在需要多次收发的振幅调制法中,能够共用获得不同的扫描线的接收信号所需要的一部分的收发序列,因此能够使帧速率提高,能够实现无运动图像的迟缓、且不受身体运动的影响的流畅的摄像。

[0236] 此外,由于进行基于发送开口的振幅调制,因此即使在由发送放大器、超声波探头等构成的超声波诊断装置的发送系统中存在电压依赖的失真、非线性特性的情况下,也能够实现高精度的基波分量的去除。由此,在THI中能得到对比分辨率、空间分辨率高的图像,在CHI中能得到CTR高的造影图像。

[0237] 符号说明

[0238] 100:超声波诊断装置,110:探头,110:超声波探头,120:被控制部,130:控制部,140:UI,151:发送波束形成器,152:发送电路,153:MUX,154:T/R开关,155:接收电路,156:接收波束形成器,161:存储器,162:信号处理部,163:检波部,164:DSC,165:显示部,166:增益调整部,200:信道,210:信道块,310:收发口径,311:收发口径,312:收发口径,321-1:第一发送时发送口径权重,321-2:第二发送时发送口径权重,321-3:第三发送时发送口径权重,322-1:第一发送时发送口径权重,322-2:第二发送时发送口径权重,322-3:第三发送时发送口径权重,331:发送延迟权重,332:发送延迟权重,411:收发口径,411-1:第一发送时有效发送口径,411-2:第二发送时有效发送口径,411-3:第三发送时有效发送口径,412:收发口径,412-1:第一发送时有效发送口径,412-2:第二发送时有效发送口径,412-3:第三发送时有效发送口径,413:收发口径,421-1:第一发送时发送口径权重,421-2:第二发送时发送口径权重,421-3:第二发送时发送口径权重,422-1:第一发送时发送口径权重,422-2:第二发送时发送口径权重,422-3:第三发送时发送口径权重,431-1:第一发送时发送延迟权重,431-2:第二发送时发送延迟权重,431-3:第三发送时发送延迟权重,432-1:第一发送时发送延迟权重,432-2:第二发送时发送延迟权重,432-3:第三发送时发送延迟权重,441-2:

第二收发时接收口径,442-1:第一收发时接收口径,442-3:第三收发时接收口径,442-2:第二收发时接收口径,443-1:第一收发时接收口径,443-2:第二收发时接收口径,444-1:第一收发时接收口径,511:收发口径,511-1:第一发送时有效发送口径,511-2:第二发送时有效发送口径,511-3:第三发送时有效发送口径,512:收发口径,513:收发口径,521-1:第一发送时发送口径权重,521-2:第二发送时发送口径权重,521-3:第三发送时发送口径权重,531-1:第一发送时发送延迟权重,531-2:第二发送时发送延迟权重,531-3:第三发送时发送延迟权重,541-2:第二收发时接收口径权重,542-1:第一收发时接收口径权重,542-3:第三收发时接收口径权重,542-2:第二收发时接收口径权重,543-1:第一收发时接收口径权重,543-3:第三收发时接收口径权重,543-2:第二收发时接收口径权重,544-1:第一收发时接收口径权重,641-3:第三收发时接收口径权重,642-2:第二收发时接收口径权重,643-1:第一收发时接收口径权重,642-3:第三收发时接收口径权重,643-2:第二收发时接收口径权重,644-1:第一收发时接收口径权重,643-3:第三收发时接收口径权重,643-4:第四收发时接收口径权重,644-2:第二收发时接收口径权重,645-1:第一收发时接收口径权重,644-3:第三收发时接收口径权重,645-2:第二收发时接收口径权重,646-1:第一收发时接收口径权重,645-3:第三收发时接收口径权重,646-2:第二收发时接收口径权重,647-1:第一收发时接收口径权重,644-4:第四收发时接收口径权重,645-4:第四收发时接收口径权重,711:第一发送脉冲波束分布,712:第二发送脉冲波束分布,713:第三发送脉冲波束分布,714:谐波分量波束分布,721:第一发送脉冲波束分布,722:第二发送脉冲波束分布,723:第三发送脉冲波束分布,724:谐波分量波束分布,731:第一发送脉冲波束分布,732:第二发送脉冲波束分布,733:第三发送脉冲波束分布,734:谐波分量波束分布。

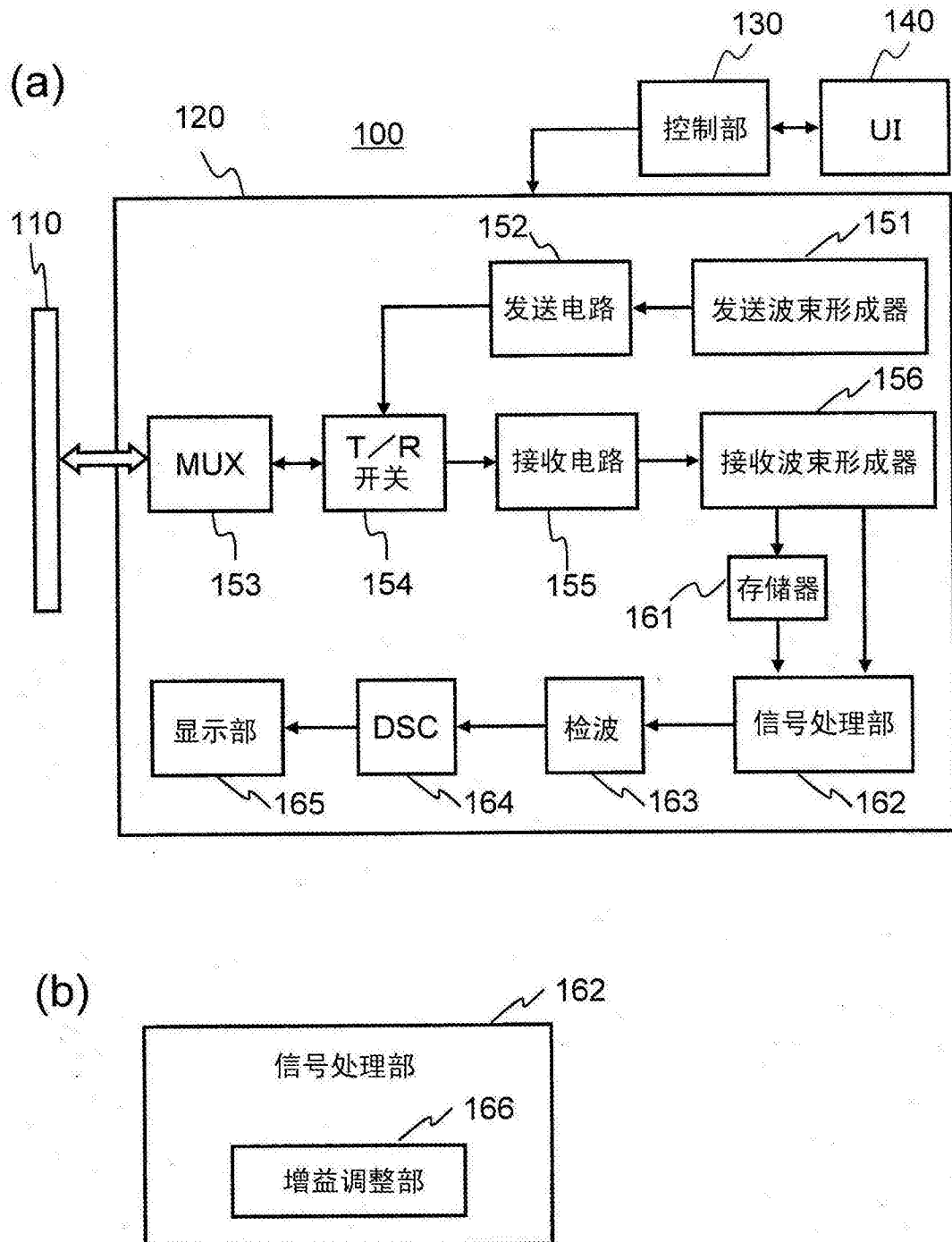


图1

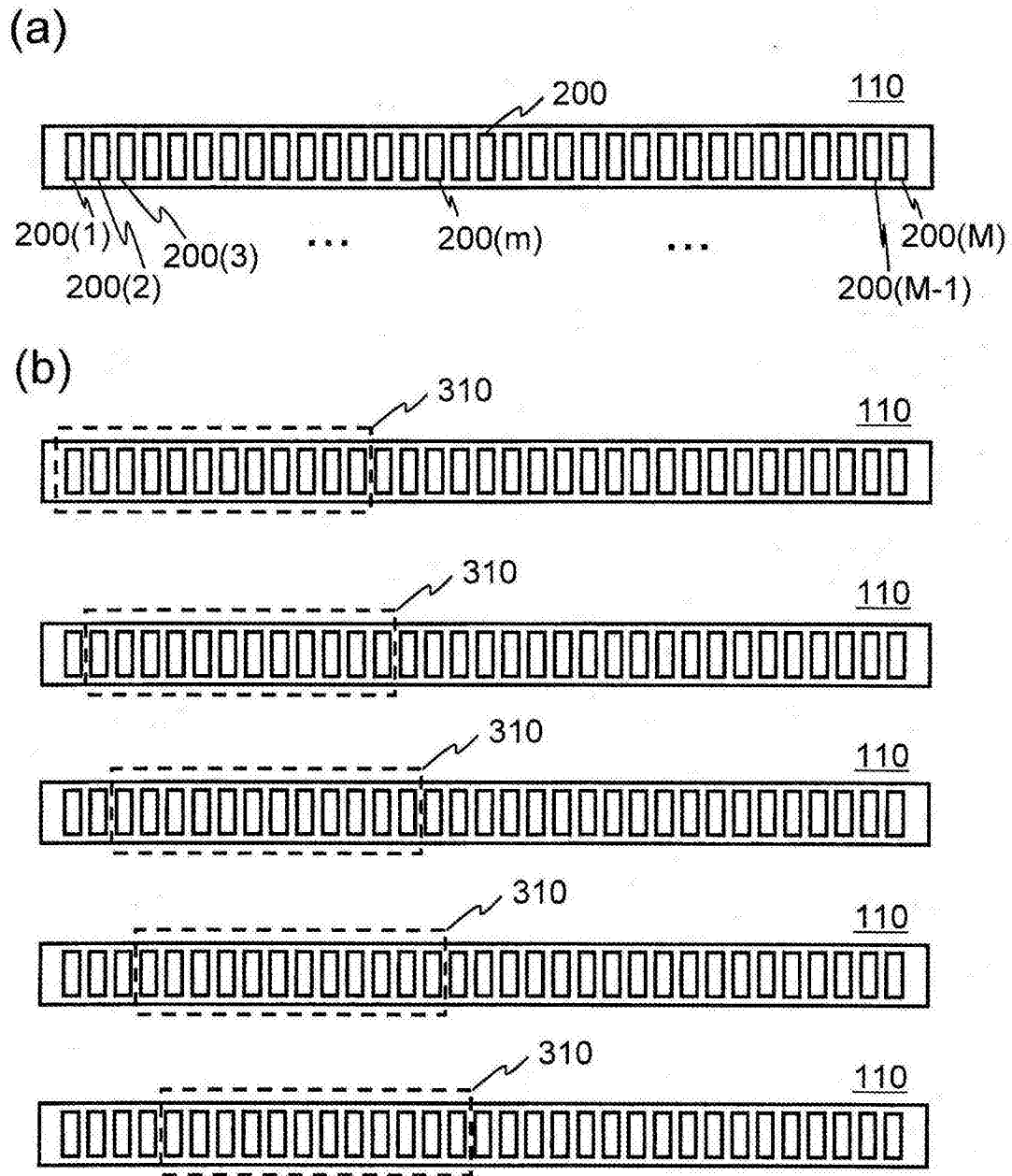


图2

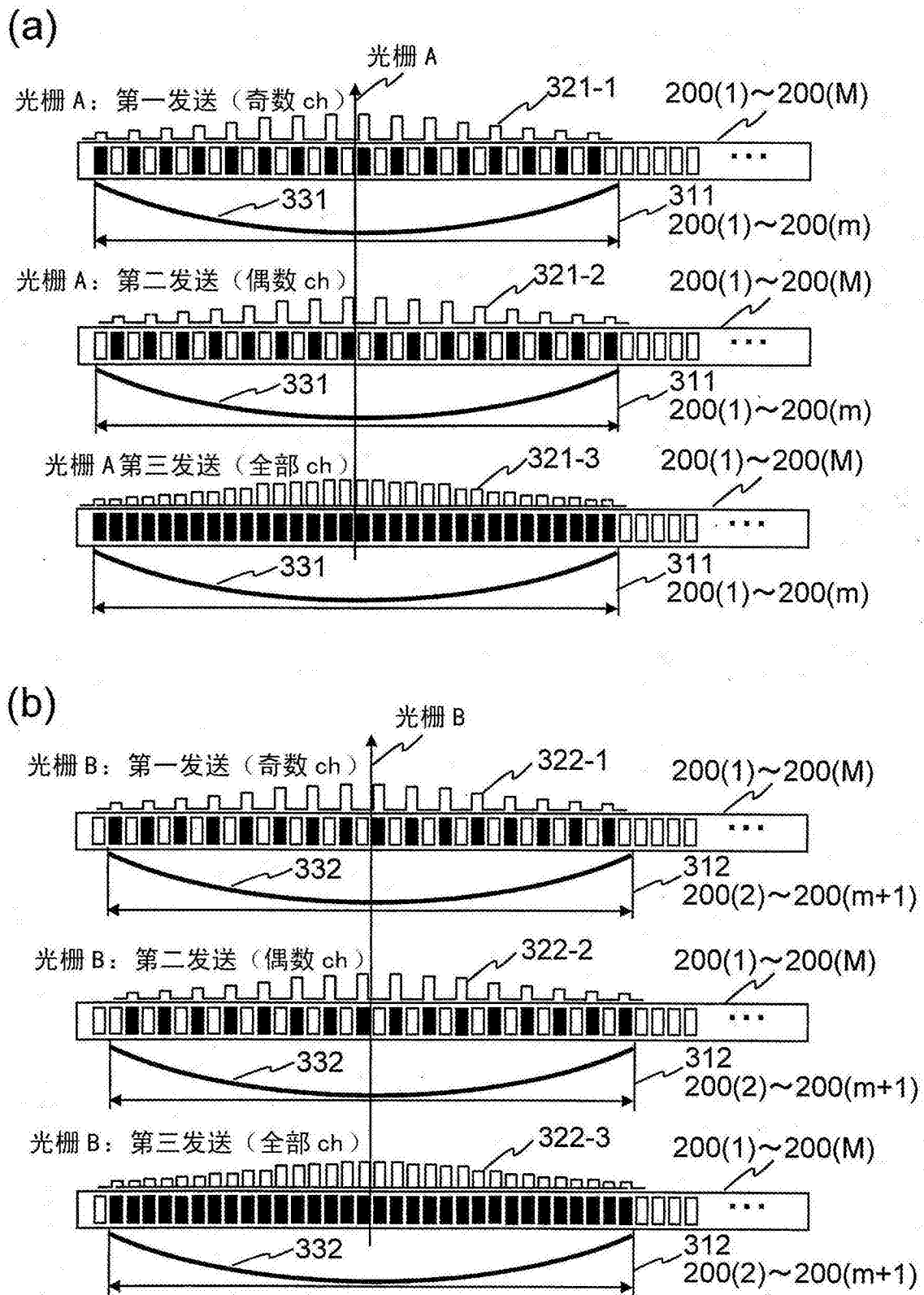


图3

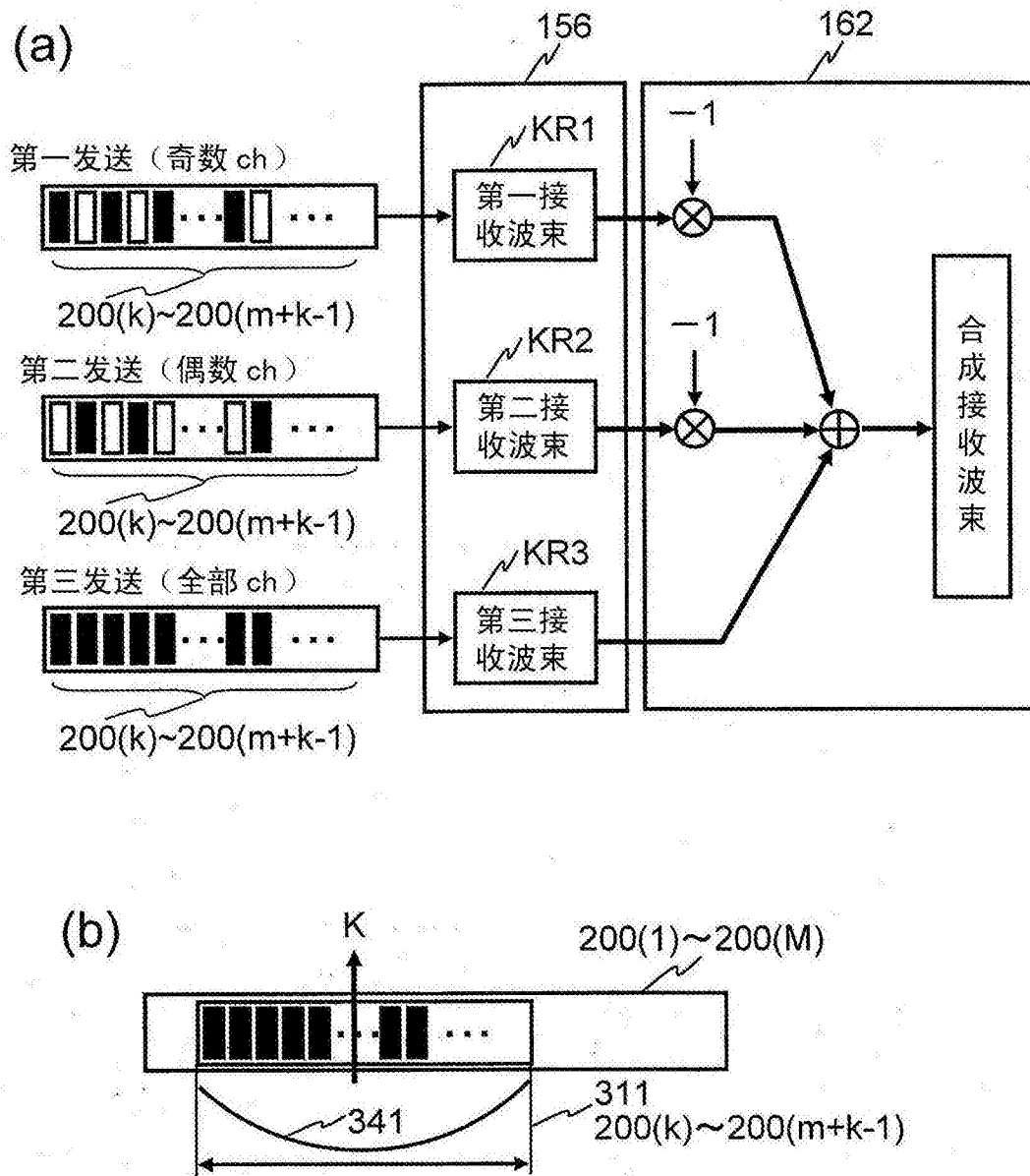


图4

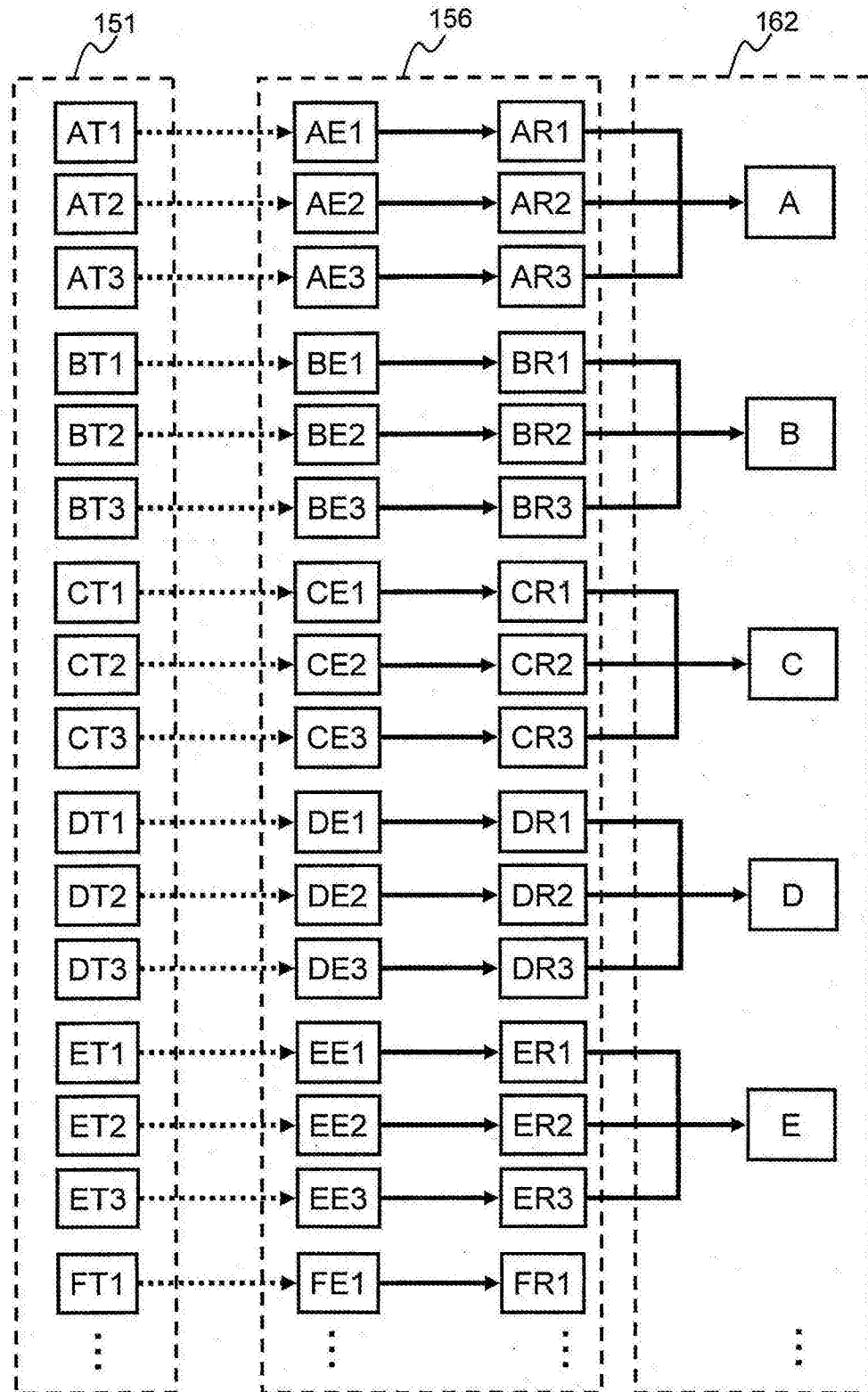


图5

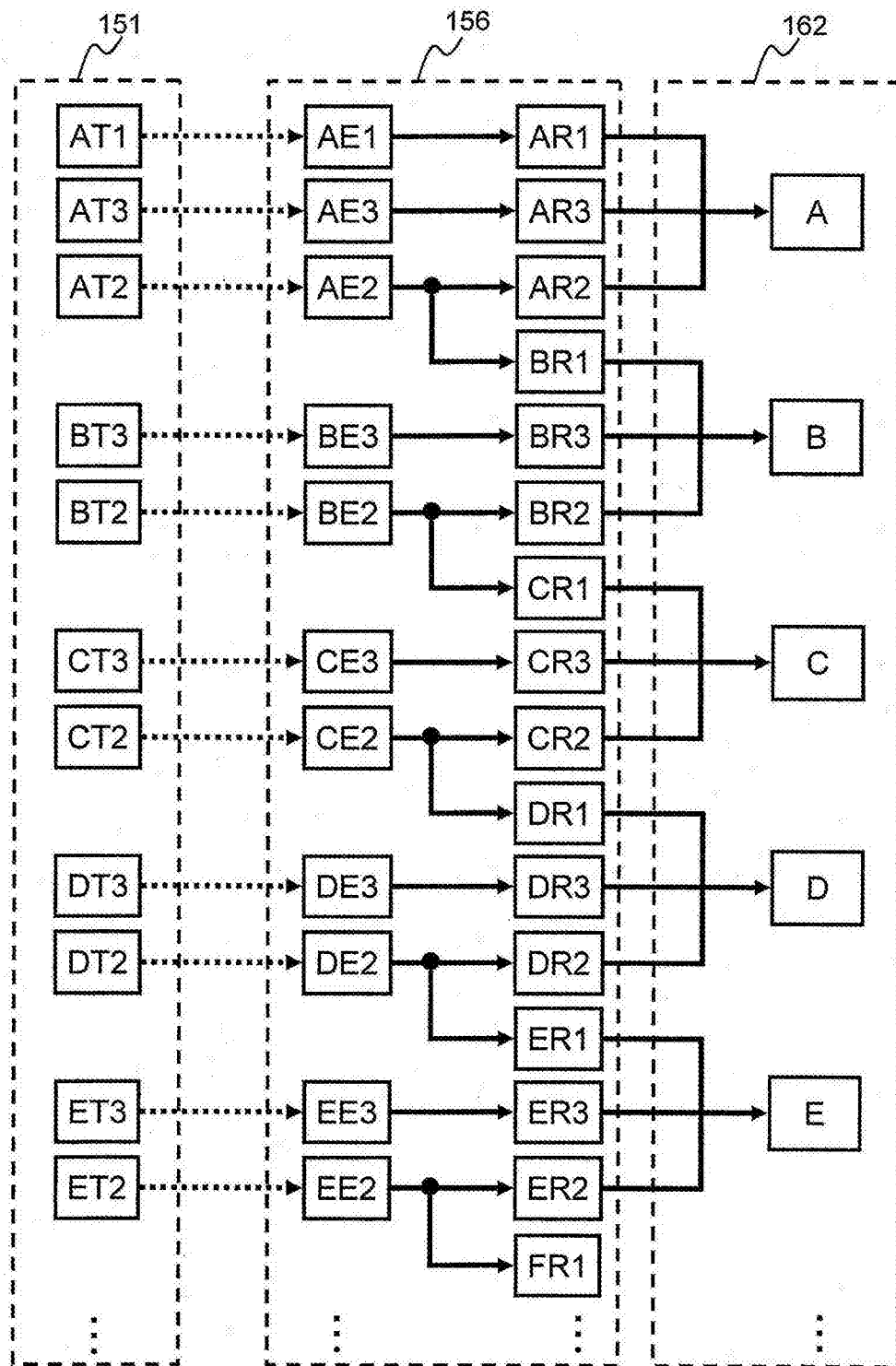


图6

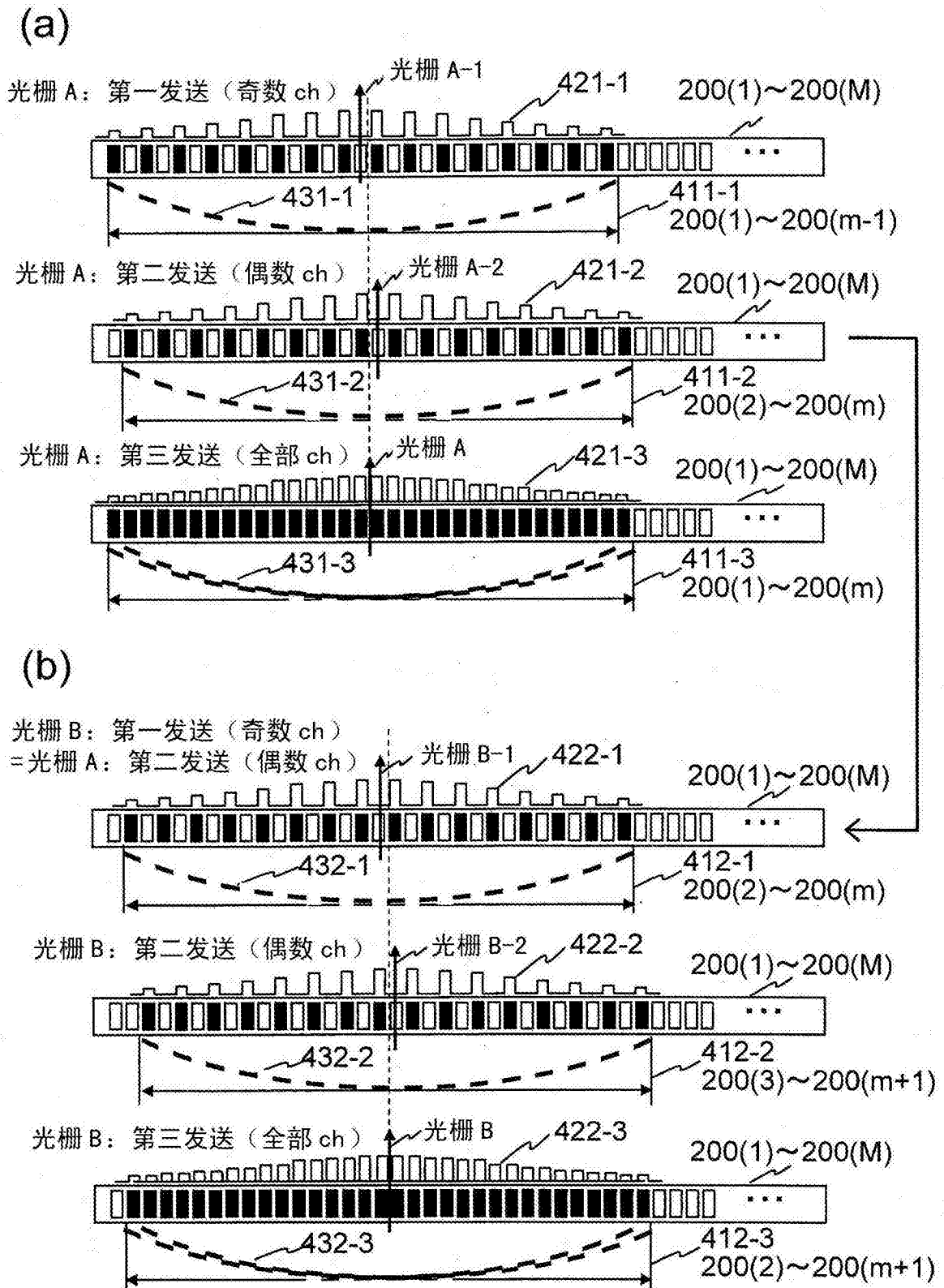


图7

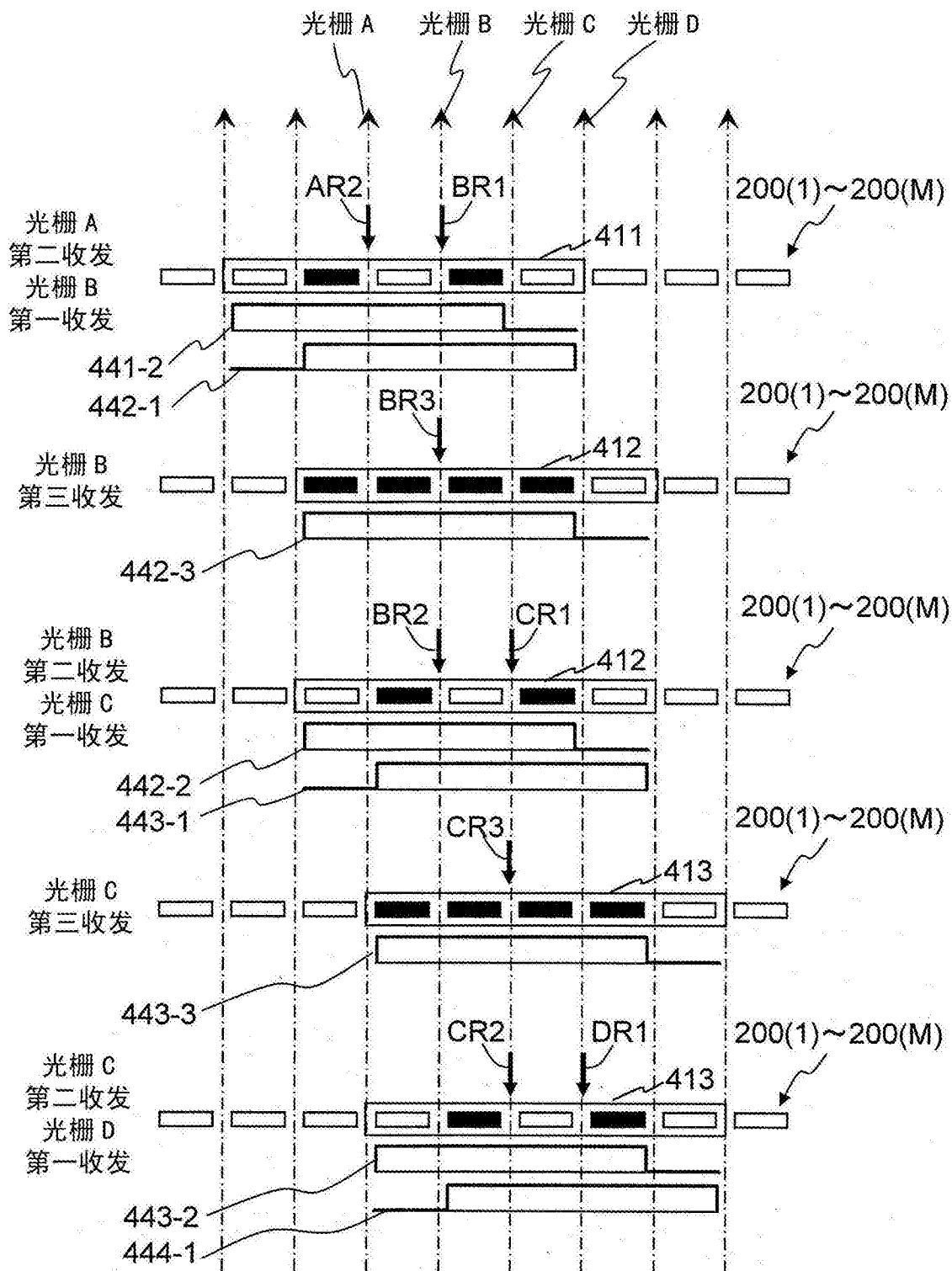


图8

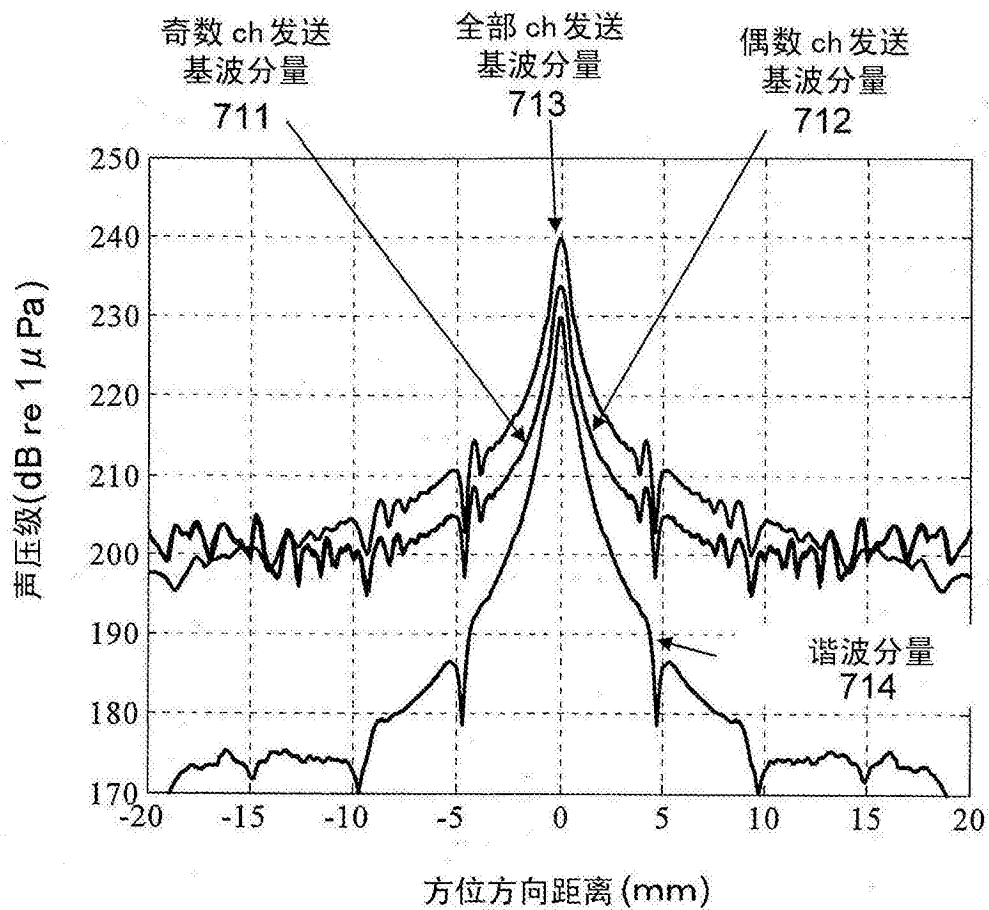


图9

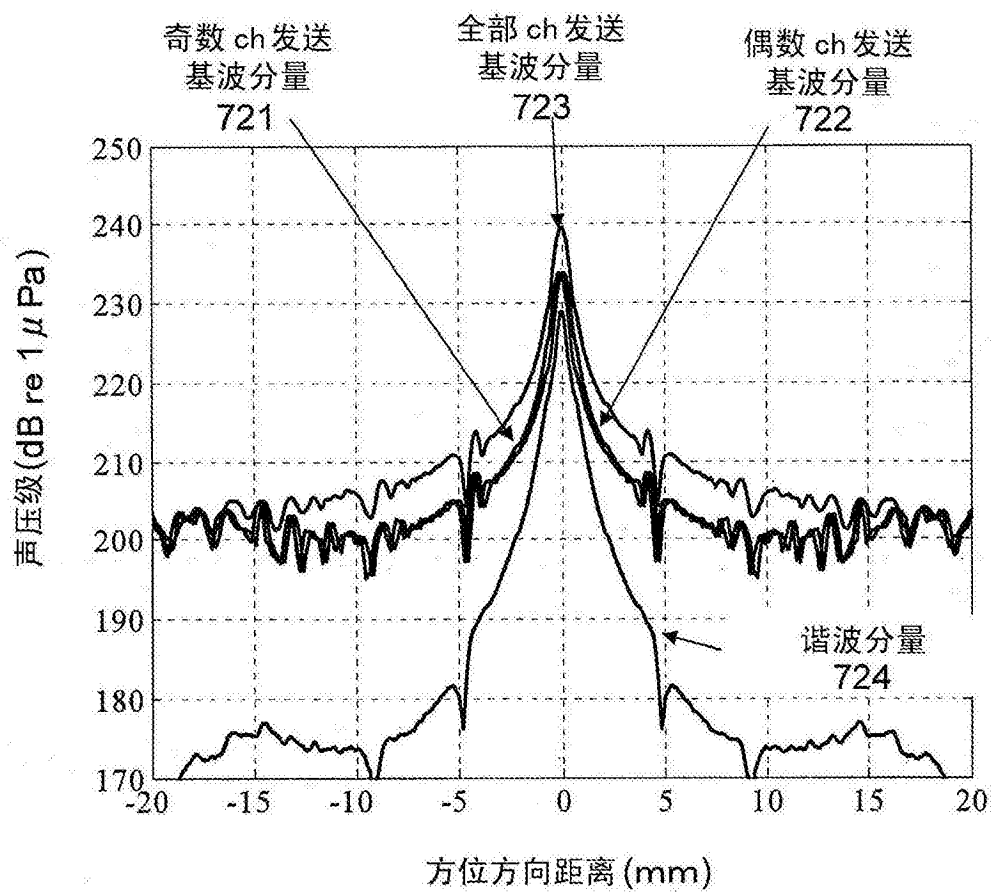


图10

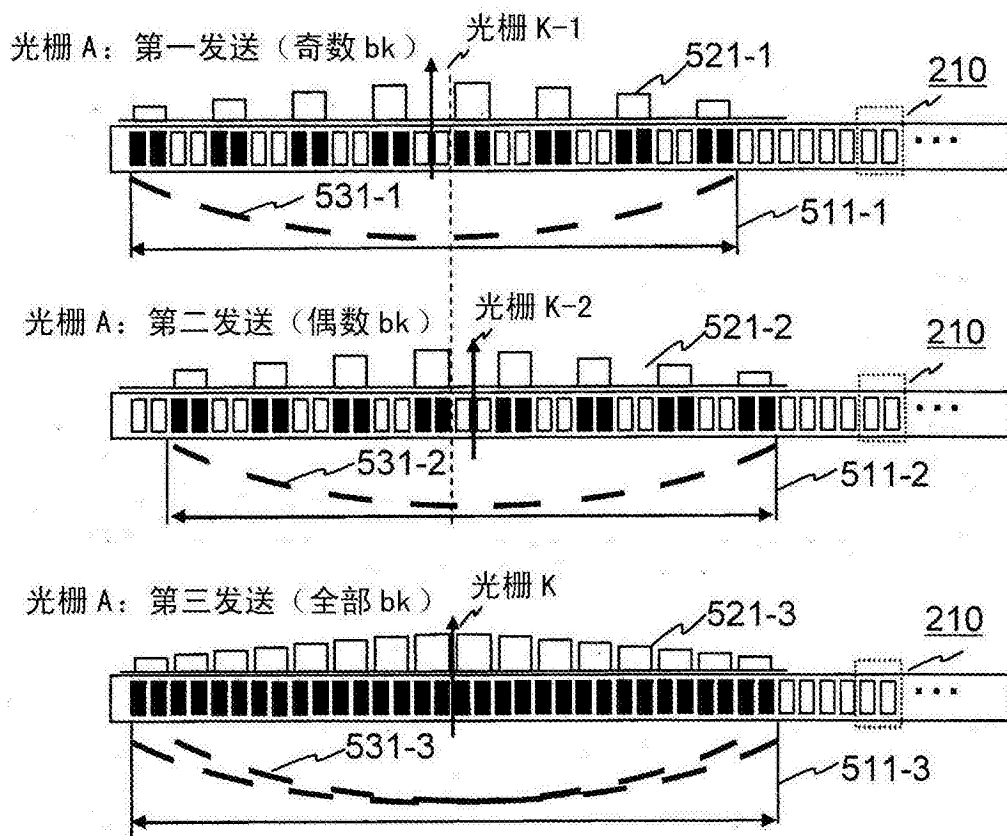


图11

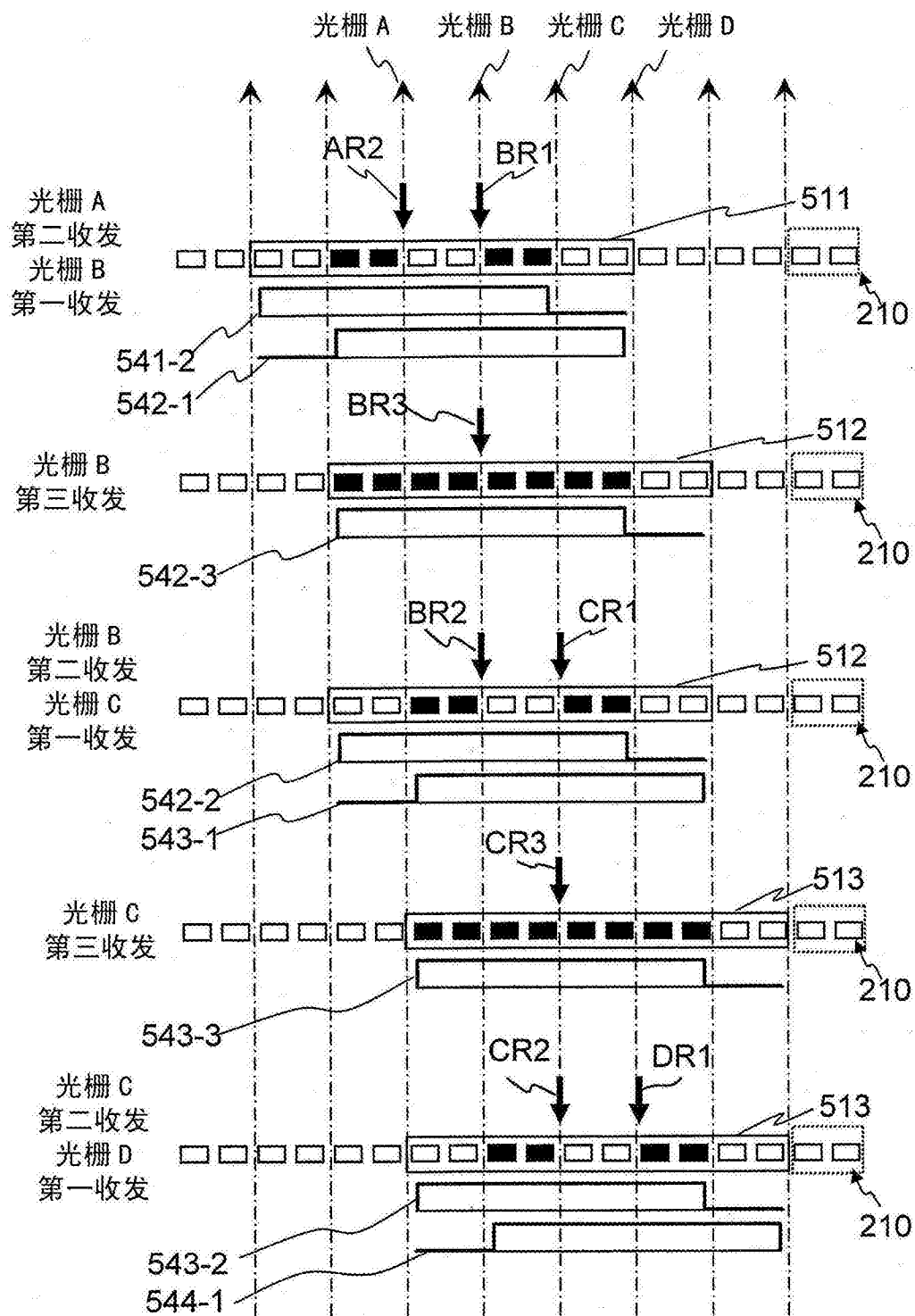


图12

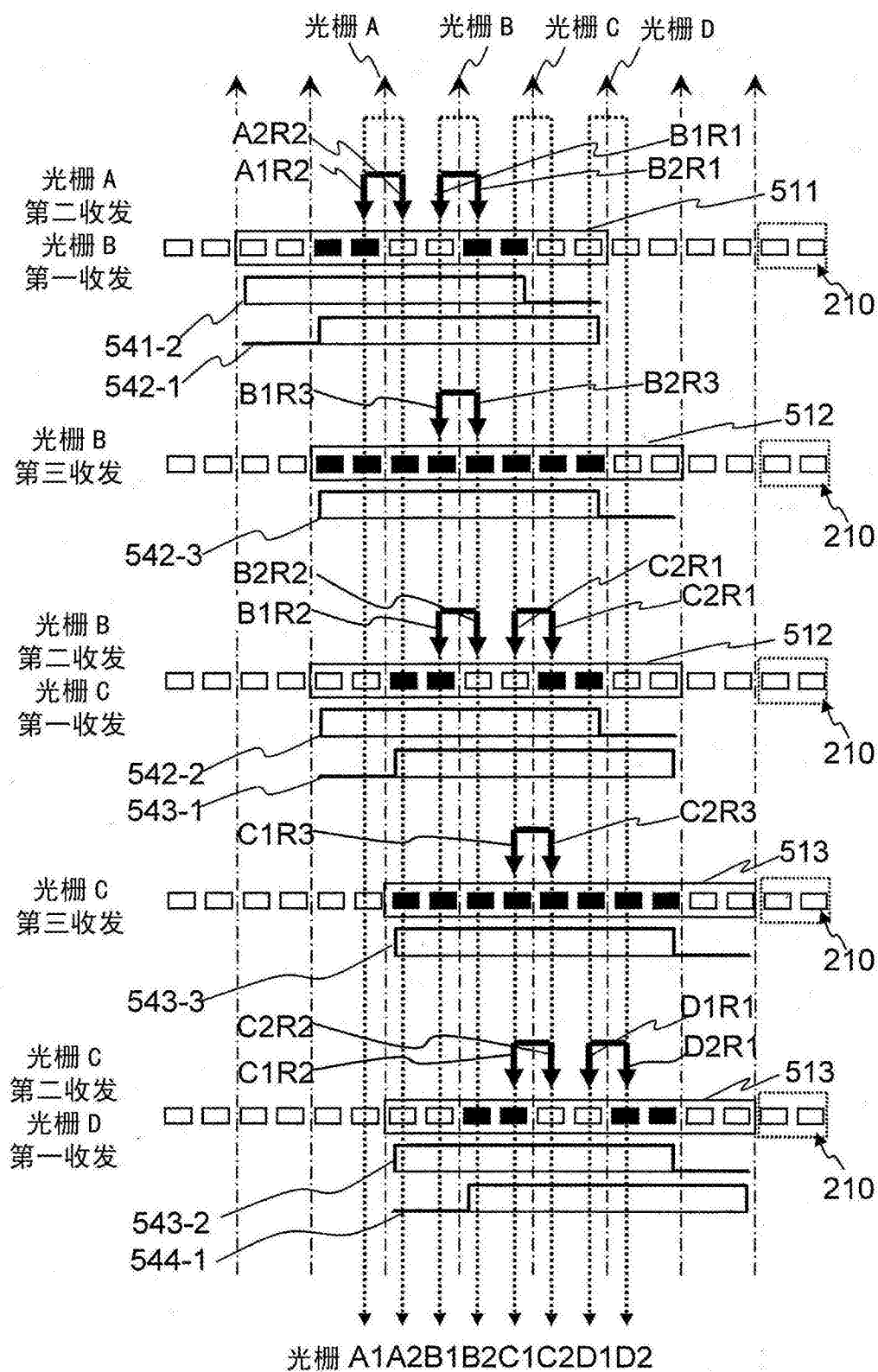


图13

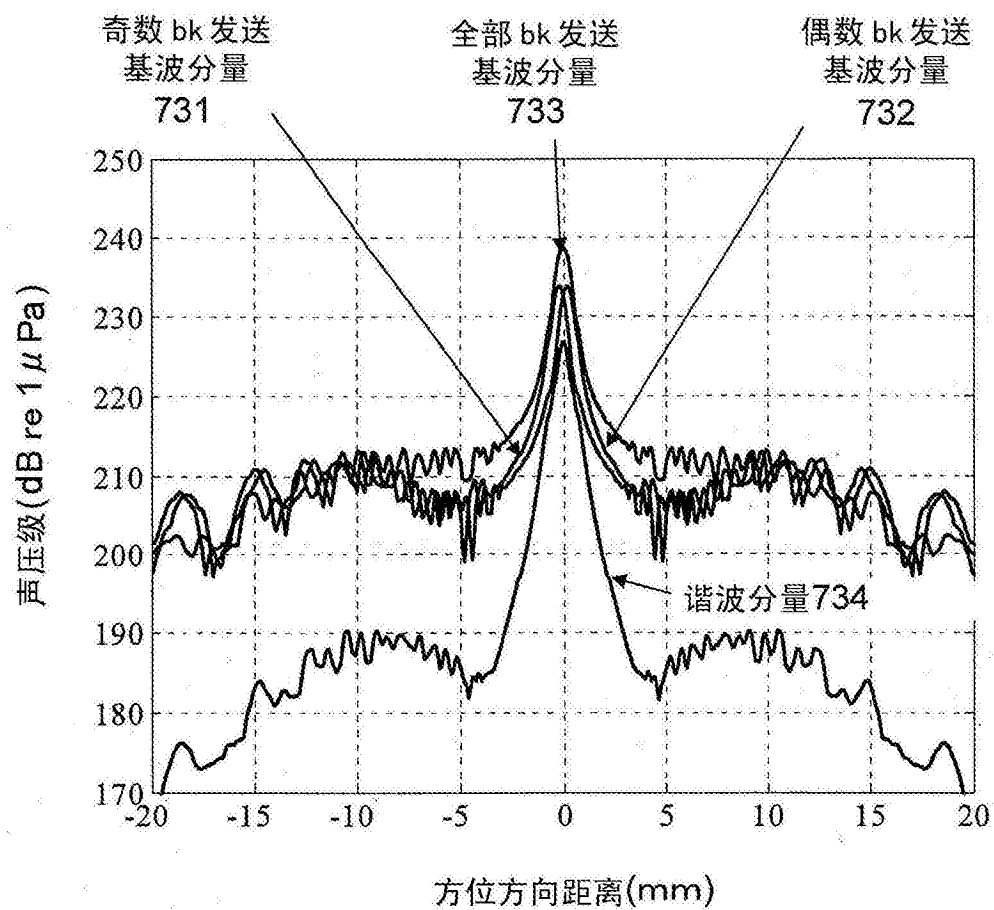


图14

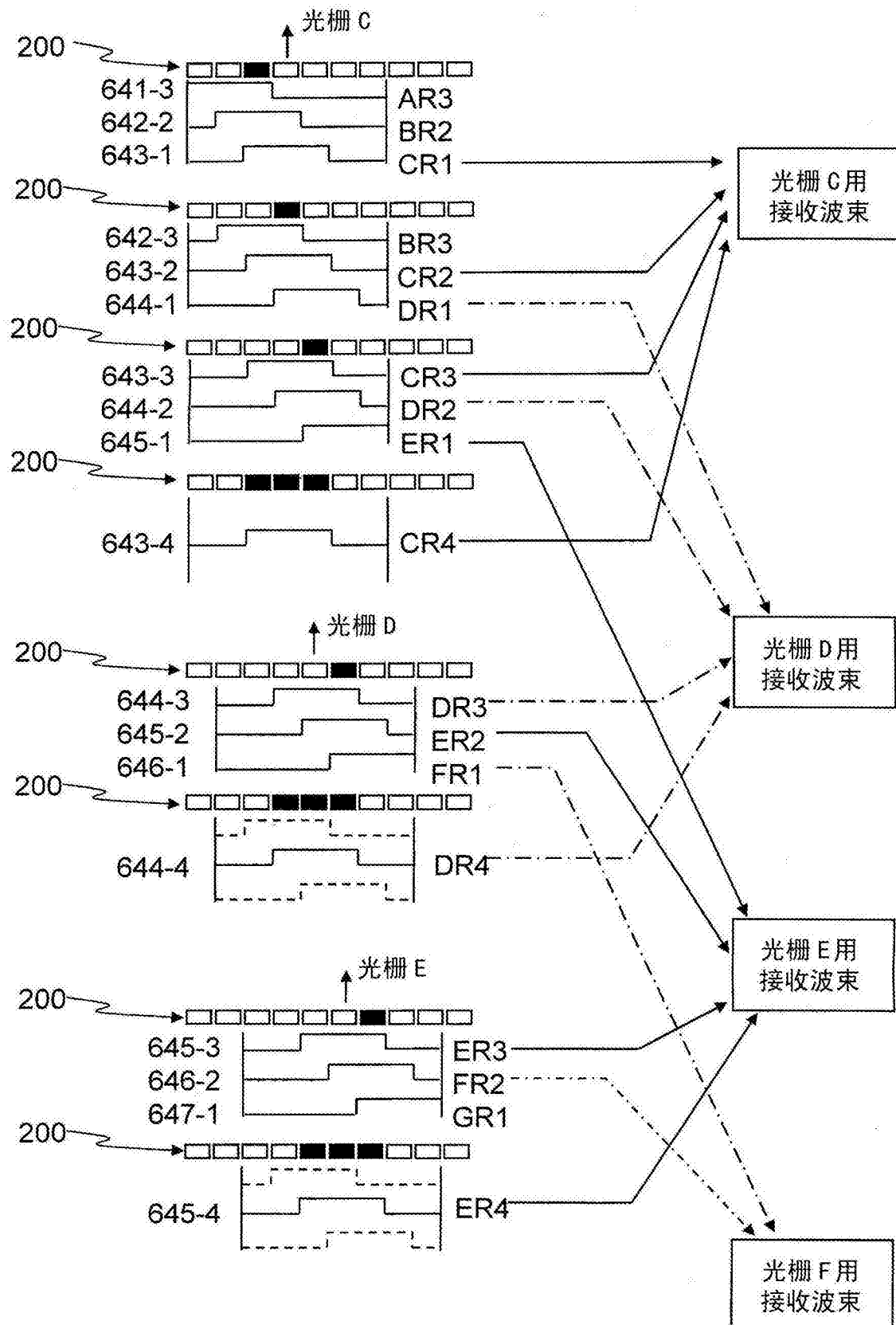


图15

专利名称(译)	超声波诊断装置以及超声波图像取得方法		
公开(公告)号	CN104427943B	公开(公告)日	2016-11-09
申请号	CN201380035638.2	申请日	2013-06-24
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	桥场邦夫 栗原浩 石原千鹤枝		
发明人	桥场邦夫 栗原浩 石原千鹤枝		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4494 A61B8/145 A61B8/5207 A61B8/54 A61B8/56 G01S7/5202 G01S7/52038 G01S15/8918 G01S15/8927 G01S15/8959 G01S15/8963		
审查员(译)	张玲玲		
优先权	2012151189 2012-07-05 JP		
其他公开文献	CN104427943A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种在超声波诊断装置中实现谐波成像的技术，该技术不受由发送放大器、超声波探头等构成的超声波诊断装置的发送系统的电压依赖的失真、非线性特性的影响，发送电压的调整也容易，并且帧速率与现有的PI法实质上等同。在通过对发送声场进行合成，从而去除声波的基波分量，并将提取出的非线性分量的回波进行图像化的振幅调制法中，将用于得到1条扫描线的多次收发中的1次收发兼用作用于得到其他的扫描线的收发。根据通过兼用的收发而得到的回波信号，分别形成兼用的两条扫描线上的接收波束。

